

# Vergleichende Studie zur Untersuchung der Genauigkeit von vier unterschiedlichen intraoralen Scannern

---

Viktor Sichwardt



Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

**Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei den Autoren dieses Werkes.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

1. Auflage 2015

All rights reserved. No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system, or transmitted, in any form or by any means, electronic, mechanical, photocopying, recording, or otherwise, without the prior written permission of the Authors or the Publisher.

1<sup>st</sup> Edition 2015

© 2015 by VVB LAUFERSWEILER VERLAG, Giessen  
Printed in Germany



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

STAUFENBERGRING 15, D-35396 GIESSEN  
Tel: 0641-5599888 Fax: 0641-5599890  
email: [redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)

**[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)**

**Vergleichende Studie zur Untersuchung  
der Genauigkeit von vier unterschiedlichen  
intraoralen Scannern**

**INAUGURAL-DISSERTATION**

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von

**Viktor Sichwardt**

aus Furmanowka/ Kasachstan

Gießen 2014

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Universitätskliniken Gießen und Marburg GmbH, Standort Giessen

Direktor: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: Prof. Dr. Alexander Langheinrich

Betreuer: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Tag der Disputation: 02.07.2015

***Meiner Familie gewidmet***

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>LITERATURÜBERSICHT .....</b>	<b>2</b>
2.1	Konventionelle Präzisionsabformung und Workflow .....	2
2.1.1	Abformmaterialien .....	2
2.1.2	Abformtechniken .....	3
2.1.3	Workflow bei den herkömmlichen Abformtechniken .....	4
2.1.4	Bewertung des herkömmlichen Herstellungsprozesses .....	5
2.2	CAD/ CAM Technologie in der Zahnheilkunde .....	6
2.3	Intraorale Scansysteme .....	8
2.3.1	CEREC.....	8
2.3.2	Itero .....	10
2.3.3	Lava C.O.S.....	13
2.3.4	Cara Trios.....	14
2.4	Digitaler Workflow.....	16
2.4.1	Bewertung des Digitalen Workflows.....	18
2.5	Bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit intraoraler Scanner.....	18
<b>3</b>	<b>ZIEL DER ARBEIT .....</b>	<b>22</b>
<b>4</b>	<b>MATERIAL UND METHODE .....</b>	<b>23</b>
4.1	Rahmenbedingungen .....	23
4.2	Scanner und Scanvorgang.....	23
4.2.1	Scanner.....	23

4.3	Urmodell, Referenzmodell, Scans und Prüfverfahren .....	24
4.3.1	Urmodell .....	24
4.3.2	Referenzmodell .....	25
4.3.3	Scans .....	26
4.3.4	Prüfverfahren .....	26
4.4	Statistische Analyse .....	27
<b>5</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>29</b>
5.1	Normalverteilung und Homogenität der Varianzen .....	29
5.2	Formabweichungen über den gesamten Kiefer .....	29
5.3	Formabweichungen am Zahn 17 .....	33
5.4	Formabweichungen an Zahn 11 .....	36
5.5	Formabweichungen am Zahn 25 .....	39
5.6	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	42
<b>6</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>43</b>
6.1	Methodendiskussion .....	43
6.1.1	Urmodell .....	43
6.1.2	Referenzmodell .....	43
6.1.3	Diskussion der Versuchsdurchführung .....	44
6.1.4	Umwandlung der Scans .....	44
6.1.5	Diskussion der Versuchsanordnung .....	44
6.1.6	Statistische Auswertung .....	46
6.2	Diskussion der Ergebnisse .....	47
6.2.1	Ganzkieferscan .....	47

6.2.2	Einzelzahnmessungen .....	50
6.3	Vergleich der digitalen zur konventionellen Abformung .....	51
6.3.1	Vergleich der konventionell und digital hergestellten Modelle.....	51
6.3.2	In vitro Passgenauigkeit konventionell und digital hergestellter Kronen ....	51
6.3.3	In vivo Passgenauigkeit konventionell und digital hergestellter Kronen ....	52
<b>7</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNG.....</b>	<b>53</b>
<b>8</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG .....</b>	<b>54</b>
<b>9</b>	<b>SUMMARY .....</b>	<b>56</b>
<b>10</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>57</b>
<b>11</b>	<b>ANHANG.....</b>	<b>63</b>
11.1	Tabellenverzeichnis .....	63
11.2	Abbildungsverzeichnis .....	64
<b>12</b>	<b>ERKLÄRUNG.....</b>	<b>66</b>
<b>13</b>	<b>DANKSAGUNG .....</b>	<b>67</b>



# 1 Einleitung

Für die Anfertigung von präzise und hochwertigem Zahnersatz ist nach der indikationsgerechten Präparation eine Übertragung der Information über die intraorale Situation vor allem im Bereich des prothetisch zu versorgenden Abschnittes an das Labor erforderlich. Diese muss möglichst dimensions- und detailgetreu sein.

Bisher erfolgte dieser Informationsfluss physisch, indem mit unterschiedlichen Abformmaterialien eine Negativform der Situation erstellt und an den Zahntechniker weitergeleitet wurde. Dort wurde ein Modell hergestellt, auf dem der Zahnersatz angefertigt wurde.

Dieser gesamte Prozess besteht aus sehr vielen Einzelschritten, die das Ergebnis jeweils verfälschen können, sodass der initiale Fehler potenziert wird.<sup>72</sup>

Eine Möglichkeit die Anzahl der Fehlerquellen zu reduzieren, ist die Abformung durch einen intraoralen Scan zu ersetzen und die intraorale Situation somit zu digitalisieren. Die digitalen Daten können unverfälscht und unabhängig von den äußeren Bedingungen an das Labor gesendet und der Zahnersatz dort direkt, ohne eine Modellherstellung gefräst werden.

Vor ca. 30 Jahren wurden die ersten intraoralen Scanner auf den Markt gebracht und seitdem kontinuierlich weiterentwickelt. Jedoch wurden bis ca. 2010 außer dem CEREC Scanner (Sirona, Bensheim) keine weiteren Intraoralscanner kommerziell vermarktet. Im vergangenen Jahrzehnt haben weitere Hersteller Geräte für die digitale intraorale Abformung entwickelt und auf den Markt gebracht, darunter der iTero (Cadent, Israel), der Lava C.O.S (3M Espe, Seefeld) und der cara Trios (3shape, Dänemark).<sup>6, 46</sup>

Weil die meisten Systeme erst in den letzten Jahren entwickelt wurden, liegen nur wenige Untersuchungen zu den Scansystemen vor. Diese Studie soll anhand von Modellscans die jeweilige Leistungsfähigkeit der Systeme ermitteln und miteinander vergleichen.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Konventionelle Präzisionsabformung und Workflow

Der bisherige und immer noch etablierte Weg eine präzise prothetische Arbeit anzufertigen, besteht darin, dass mithilfe unterschiedlicher Abformmaterialien Negativformen erstellt werden, die dem Zahntechniker die nötigen Informationen zur intraoralen Situation liefern.<sup>29</sup> Da sich nicht alle Abformmaterialien zur Erstellung von Präzisionsabformung eignen, sollen hier nur die jeweils gebräuchlichsten Materialien und Abformtechniken kurz beleuchtet werden.<sup>71</sup>

#### 2.1.1 Abformmaterialien

##### Polyether

Polyether sind Mitte der 1960er Jahren auf dem Markt erschienen. Sie gehören zu den irreversibel elastischen Abformmaterialien der Gruppe der Elastomere. Sie bestehen aus einer Basispaste und einer Katalysatorpaste. Die Basispaste enthält langkettige Polyether- Kopolymere, die Katalysatorpaste enthält als Katalysatormolekül Sulfonsäureester, der Reaktionsmechanismus ist eine kationische Polyadditionsreaktion. Da keine flüchtigen Nebenprodukte aus der Reaktion resultieren, ist das Material dimensionsstabil.<sup>71, 73</sup> Die primäre Dimensionsstabilität ist hoch und ähnelt derer von Polyvinylsiloxanen. Das Material ist aufgrund seiner vielen Sauerstoffmoleküle hydrophil und eignet sich dadurch sehr gut für die Abformung auch infragingivaler Bereiche. Die Hydrophilie führt aber auch zu einer hohen Expansion, wenn man es Feuchtigkeit aussetzt, sodass es nur kurze Zeit desinfiziert werden darf. Seine Detaildarstellung ist gut.<sup>71, 73, 74</sup>

##### Additionsvernetzende Silikone

Additionsvernetzende Silikone werden auch A- Silikone oder Vinylpolysiloxane genannt. Sie gehören wie die Polyether zu den irreversibel elastischen Elastomeren. A- Silikone bestehen ebenfalls aus 2 Phasen, die Basiskomponente enthält Polydimethylsiloxan mit endständigen Vinylgruppen, die Katalysatorkomponente enthält multifunktionelles Hydrogenpolysiloxan. Die Reaktion findet in Anwesenheit des in der Basiskomponente enthaltenen Katalysators (organisches Platin) statt, es handelt sich hierbei um eine Hydrosilierung, eine elektrophile Polyadditionsreaktion. A- Silikone haben ein hohes Rückstellvermögen, sie haben die höchste Dimensionsstabilität unter den Elastomeren. Da die Makromoleküle apolar sind, ist das Material hydrophob, muss also durch Tenside hydrophilisiert werden.<sup>29, 71, 74</sup>

### Kondensationsvernetzende Silikone

Auch die kondensationsvernetzenden Silikone (K- Silikone) bestehen aus 2 Komponenten, Die Basiskomponente enthält Polydimethylsiloxan mit endständigen Hydroxylgruppen, die Katalysatorkomponente enthält tetrafunktionale Alkoxysilane und einen Katalysator (Dibutylzinndilaurat oder Zinkoktoat), in dessen Anwesenheit es zu einer Polykondensationsreaktion unter Abspaltung von Alkohol kommt. Durch die Abspaltung des Kondensats kommt es zur Schrumpfung des abgebundenen K- Silikons, sodass es nur kurzfristig lagerfähig ist.<sup>29</sup>

#### 2.1.2 Abformtechniken

Vor der Erläuterung der einzelnen Abformtechniken soll die Einteilung der Abformmassen nach ihrer Viskosität noch einmal dargestellt werden (Tabelle 1). Sie wird maßgeblich durch den Füllstoffgehalt des Materials bestimmt<sup>74</sup>:

**Tabelle 1: Materialtypen und –konsistenzen gemäß ISO 4823:2000**

Typ	Konsistenz	Alternative Terminologie
0	Putty	Knetbar
1	Fest	Heavy Body
2	Mittel	Medium- Body, Regular- Body
3	Dünn	Light- Body, Wash

#### Monophasenabformung

Die Monophasenabformung ist eine einzzeitig einphasige Abformung. Ein Medium- Body- Abformmaterial wird dabei in den Löffel gefüllt, gleichzeitig werden die Zähne mit demselben Material umspritzt. Anschließend wird der befüllte Löffel über die Zähne appliziert. Die Monophasentechnik bietet sehr detail- und dimensionsgetreue Abformungen, allerdings ist die Verwendung eines individuellen Löffels angeraten, da sonst nicht ausreichend Staudruck ausgeübt wird, um den gesamten Zahn abzubilden.<sup>71, 74</sup>

#### Doppelmischabformung

Bei der Doppelmischabformung handelt es sich um eine einzzeitig zweiphasige Abformtechnik. Es wird ein Puttymaterial als Löffelmaterial verwendet und der Zahn wird gleichzeitig mit einem Light- Body Material umspritzt, anschließend wird der Löffel mit dem Putty Material über die Zahnreihe platziert.

Die Doppelmischtechnik stellt die Oberfläche der abzuformenden Bereiche detailliert dar, sie ist sehr gut für die Abformung von supragingival präparierten Zähnen geeignet. Für die Abformung subgingivaler Präparationen ist sie weniger geeignet, weil nicht ausreichend Druck aufgebaut werden kann, um das Material in den Sulkus einzubringen. Es können Verziehungen in Form von Fließnasen entstehen, sodass darauf geachtet werden muss, dass das Abformmaterial langsam über die Zähne gedrückt wird<sup>49</sup>.

Als Variante der Doppelmischtechnik ist die Sandwichtechnik zu nennen. Es werden ebenfalls ein Putty- und ein Light- Body- Material verwendet, diese werden allerdings beide im Löffel appliziert, indem das leichtfließende Material auf das knetbare Material aufgebracht wird und der Löffel anschließend über die Zähne appliziert wird<sup>71, 74</sup>.

### Korrekturabformung

Die Korrekturabformung ist eine zweizeitig zweiphasige Abformtechnik. Dabei wird mit einem Putty oder Heavy- Body Material zunächst eine Vorabformung durchgeführt, diese wird beschnitten, indem die interdentalen Septen und Unterschnitte beseitigt werden, um den Abformlöffel wieder über die Zähne ziehen zu können. Anschließend erfolgt mit einem Light- Body Material eine Korrekturabformung<sup>22, 74</sup>.

Diese Abformmethode eignet sich gut, um infragingival gelegene Präparationen abzuformen. Durch die Erstabformung kann ausreichend Druck aufgebaut werden, um das dünnfließende Material auch an subgingivale Bereiche der Präparation zu drücken. Die Korrekturtechnik bildet die Formen verkleinert ab, da während der Korrekturabformung das Material der ersten Phase zusammengestaucht wird und sich anschließend wegen der elastischen Eigenschaften wieder entspannt. Dies kann im Labor allerdings durch eine weitere Schicht Spacer ausgeglichen werden.<sup>71, 73, 74</sup>

### 2.1.3 Workflow bei den herkömmlichen Abformtechniken

Der Arbeitsablauf zur Herstellung von Zahnersatz beginnt bei der herkömmlichen Abformung mit der Präparation der Zähne. Nach der Konditionierung des Präparationsgebietes im Sinne der Retraktion des Zahnfleisches, beziehungsweise durch Parodontalchirurgie, erfolgt die Abformung. Es entsteht eine Negativform des dargestellten Gebietes.<sup>13</sup> Diese wird desinfiziert und an das Dentallabor übersandt. Dort wird die Negativform wieder in die Positivform überführt, indem durch Ausgießen der Abformung ein Modell aus Gips hergestellt wird. Anschließend erfolgen die Modellation, der Guss, ggf. das Verblenden und das Ausarbeiten der Versorgung. Nach der Anprobe der Versorgung am Patienten kann sie eingesetzt werden. Ein

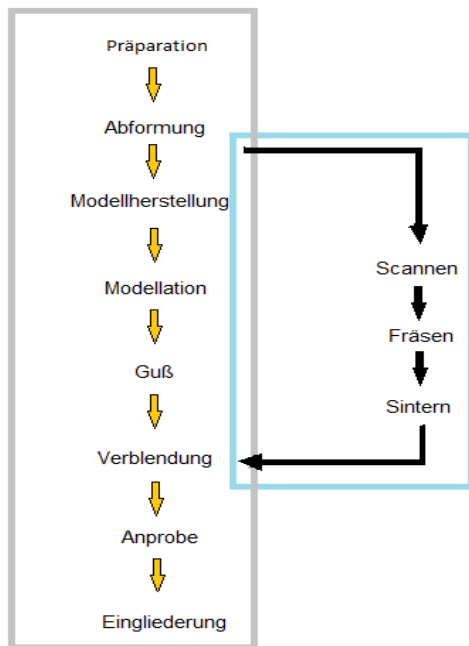
alternativer Weg der Herstellung ist, dass nach der Abformung und Modellherstellung, das Gipsmodell mithilfe eines Extraoralscanners im Labor eingescannt wird.<sup>28</sup> Der Scanner erzeugt eine Punktwolke, die mathematisch in einen Datensatz überführt wird, in welchem die einzelnen Punkte die Ecken eines Dreiecks darstellen. Die Dreiecke bilden wiederum eine Fläche, die die abgeformte Situation dreidimensional als Modelldatensatz darstellt. Dieses Modell wird in eine Software eingespeist, mit deren Hilfe es möglich ist, den entsprechenden Zahnersatz am Rechner digital zu erzeugen. Dieser digital erzeugte Zahnersatz stellt eine CAD- Datei dar und wird an die CNC- Fräse übermittelt, der sie dann als Basis für das Fräsen des Zahnersatzes aus dem gewünschten Material dient. Die Versorgung wird bei Bedarf vom Zahntechniker verblendet und kann anschließend eingesetzt werden (Abb.1).<sup>41</sup>

#### 2.1.4 Bewertung des herkömmlichen Herstellungsprozesses

Der herkömmliche Herstellungsprozess für eine festsitzene prothetische Arbeit ist durch viele Arbeitsschritte charakterisiert (Abb. 1: Workflow bei der Fertigung von Zahnersatz nach dem herkömmlichen Verfahren (gelbe Pfeile) und mithilfe eines Extraoralscanners (schwarze Pfeile)). Jeder einzelne dieser Schritte birgt eine Reihe von möglichen Fehlern in sich. So ist die Genauigkeit der Abformung davon abhängig, mit welcher Technik sie durchgeführt wird, von der Lagerungsdauer der Abformung, von den äußeren Verhältnissen und von den Eigenschaften der Abformmaterialien wie Rückstellvermögen, Dimensionsstabilität, Hydrophilie und Viskosität.<sup>29</sup> Die Gipsmodellherstellung ist ebenfalls davon abhängig, dass der Gips richtig angerührt, verarbeitet und gelagert wird.<sup>8</sup> Die nachfolgenden Arbeitsschritte wie Modellation und Guss unterliegen gleichermaßen einer starken Streuung, die unter anderem von dem Techniker beeinflusst werden. Auch wenn die letztgenannten Schritte durch die Digitalisierung des Gipsmodells durch einen Extraoralscanner und CAD/CAM- Fertigung des Zahnersatzes vermieden werden können, sind immer noch zu viele Variablen im Arbeitsprozess vorhanden, was durch bisherige Untersuchungen untermauert wird:

*Persson et al.* untersuchten die Abweichung der Abformung und des resultierenden Gipsmodells im Herstellungsprozess. Dabei wurden für die Abformungen zahnabhängig Abweichungen zwischen 33µm und 50µm und für die Modelle zwischen 31µm und 51µm festgestellt<sup>50</sup>. In einer in vitro Untersuchung von *Wöstmann et al.* zur Auswirkung von Abformtechniken auf die Genauigkeit von Kronen wurden für die Doppelmischabformung für eine anschließend gegossene Versorgung ein marginaler Spalt von  $33 \pm 19 \mu\text{m}$  und für die Korrekturabformung  $68 \pm 29 \mu\text{m}$  gemessen, während die Genauigkeit für die auf Grundlage der gescannten Gipsmodelle im CAD/CAM- Verfahren gefrästen Kronen mit  $33 \pm 25 \mu\text{m}$ , beziehungsweise

$60 \pm 30 \mu\text{m}$  leicht besser ausfiel<sup>63</sup>. Dieselbe Forschungsgruppe untersuchte auch die klinische Passgenauigkeit von gegossenen Kronen. Die Genauigkeit für die paragingivale Präparation lag bei der Korrekturabformung bei unter  $50 \mu\text{m}$  und bei der Doppelmischabformung bei ca.  $60 \mu\text{m}$ . Für subgingivale Präparationen lagen diese Werte mit  $130 \mu\text{m}$ , respektive  $140 \mu\text{m}$  weit darüber.<sup>70</sup> Diese Ergebnisse verdeutlichen die zunehmende Ungenauigkeit im Laufe des Prozesses zur Herstellung von festsitzenden Arbeiten und die klinischen Probleme bei der Durchführung einer Abformung vor allem an problematischen Zähnen.



**Abb. 1:** Workflow bei der Fertigung von Zahnersatz nach dem herkömmlichen Verfahren (gelbe Pfeile) und mithilfe eines Extraoralscanners (schwarze Pfeile)

Um diese vielen Einflussfaktoren so weit wie möglich zu eliminieren, soll die Anzahl der einzelnen Arbeitsschritte von der Abformung zur fertigen Versorgung möglichst verringert werden, was durch den Einsatz von CAD/ CAM- Technologie und Intraorale Scanner erzielt werden soll.

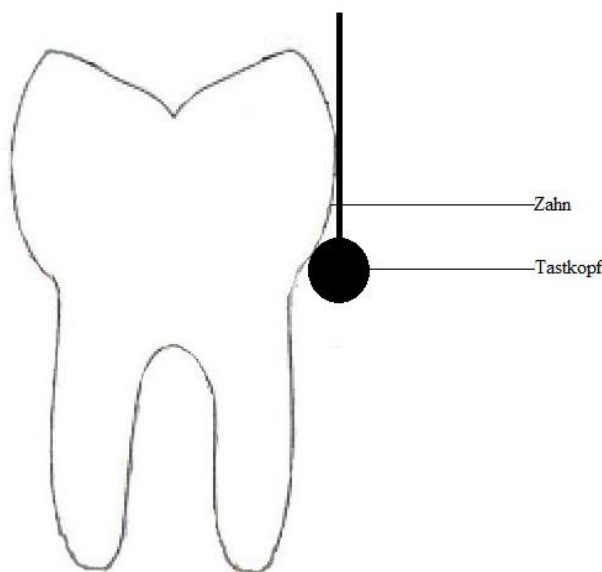
## 2.2 CAD/ CAM Technologie in der Zahnheilkunde

Die CAD/ CAM Technologie stammt aus dem Maschinenbau und wurde in die Zahnheilkunde eingeführt, um die Herstellungsprozesse vom handwerklichen Geschick des Technikers loszulösen und die Qualität der Produkte somit auf hohem Niveau zu vereinheitlichen und gleichzeitig die Herstellung zu beschleunigen. Die Prozesskette ist prinzipiell immer gleich

und besteht aus den Komponenten 3D Datenerfassung (CAI- Computer Aided Impressioning), Digitale Formgestaltung (CAD- Computer Aided Design) und Maschinelle Fertigung (Computer Aided Manufacturing). Diese Studie behandelt in erster Linie das Thema der Datenerfassung, sodass im Folgenden vor allem auf dieses eingegangen wird<sup>55</sup>.

Die 3D Datenerfassung kann sowohl mechanisch als auch optisch erfolgen.

Bei der taktilen Erfassung fährt ein Tastkopf mit einem bestimmten Durchmesser die Oberfläche des Modells ab und sammelt somit Informationen über die Lage der einzeln abgetasteten Punkte. Taktile Verfahren führen auch über längere Spannen zu sehr präzisen digitalen Modellen. Durch die Tatsache, dass der Tastkopf einen bestimmten Durchmesser hat, sind feine Strukturen wie Fissuren und Interdentalräume jedoch nicht erreichbar. Des Weiteren sind Hinterschnitte aufgrund der Geometrie des Tastkörpers nicht zu tasten und damit nicht digitalisierbar (Abb. 2). Die taktile Digitalisierung beansprucht einen längeren Zeitraum, weil jeder Punkt einzeln angefahren werden muss.<sup>55</sup>.



**Abb. 2:** Schwierigkeiten bei der Darstellung untersichgehender Bereiche mit taktilen Scannern

Die optische Datenerfassung erfolgt durch Weißlichtstreifenprojektion oder durch Laserscanner. Sie können auch feinere Strukturen in kürzerer Zeit erfassen. Optische Scanner können größere Modelle jedoch nicht mit einem Bild digitalisieren, sodass entweder das Modell oder der Scanner bewegt werden müssen und dabei eine Sequenz von 3D- Bildern aufgenommen werden muss. Diese 3D Bilder bestehen aus Punktwolken. Um die Punktwolke eines Bildes mit der Punktwolke des nächsten Bildes zusammenzufügen und damit ein zusammenhängendes digitales Modell über eine größere Spanne zu erzeugen, müssen die einzelnen Bilder gematcht werden. Das heißt, geometrische Bereiche aus dem ersten und dem zweiten Bild, die

durch die Punktwolken dargestellt werden und sich ähnlich sind, werden übereinander gelegt und verschmolzen. Das Matchen erfolgt durch mathematische Verfahren. Je größer die Spannen sind, die gescannt werden, desto größer werden die Ungenauigkeiten. Bedingt wird die zunehmende Ungenauigkeit dadurch, dass sich die Punkte in den Punktwolkenbereichen, die gematcht werden nur ähneln und nicht gleichen. Durch die Summation der Ungenauigkeiten kommt es mit zunehmender Anzahl an zu matchenden Bildern zu wachsenden Abweichungen im Gesamtmodell<sup>40, 57</sup>.

Für den intraoralen Gebrauch sind taktile Geräte nicht zu gebrauchen, weil die Mundhöhle nur einen begrenzten Raum als Arbeitsplatz bietet. Optische Systeme können dagegen modifiziert auch für den intraoralen Gebrauch eingesetzt werden.

## 2.3 Intraorale Scansysteme

### 2.3.1 CEREC

CEREC war das erste kommerziell erwerbbare CAD/CAM- System in der Zahnheilkunde. Es wurde von Mörmann und Brandestini entwickelt und 1987 von Sirona Dental Systems GmbH (Bensheim, Deutschland) auf den Markt gebracht. Es ist das einzige von den hier vorgestellten Systemen, das eine Chairside- Fertigung von Zahnersatz in einer eigens entwickelten Fräsmaschine ermöglicht. Seitdem erfolgte eine regelmäßige Weiterentwicklung des Systems, das in dem heute verfügbaren CEREC AC mit der BlueCam und OmniCam mündet. Diese Geräte sind nicht mehr ausschließlich für die Chairside- Fertigung geeignet, mithilfe der CEREC Connect- Software lassen sich die Scans auch direkt an ein Zahntechniker- Labor online versenden, das den Zahnersatz dann in einem Fräszentrum entweder vollständig fertigen lassen kann oder nach Fertigung eines Gerüsts selbst vollendet.<sup>2, 6</sup>

Die CEREC AC- Einheit besteht aus einem Kart, der den Rechner, den Trackball, den Fußschalter und die Folientastatur enthält, einem 17“- Bildschirm und der BlueCam (Abb. 3).<sup>1</sup>

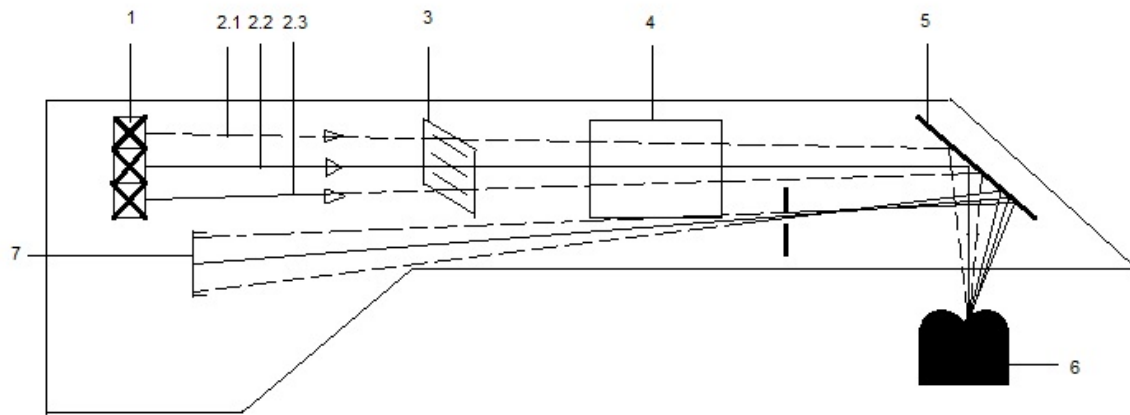




**Abb. 3:** CEREC AC Aufnahmeinheit

Der CEREC Scanner funktioniert nach dem Prinzip der aktiven Triangulation (Abb. 4): Bei diesem Prinzip ist die Lagebeziehung zwischen der Lichtquelle und dem Sensor bekannt, sie bilden die Basis eines Dreiecks, dessen drittes Eck von einem Objektpunkt gebildet wird. Der Ein- und Ausfallswinkel sind ebenfalls bekannt. Da zwei der Eckpunkte sowie Ein- und Ausfallswinkel bekannt sind, ist es möglich die Koordinaten des dritten Punktes zu bestimmen. Um dieses Scanprinzip zu beschleunigen, wird beim Digitalisieren von komplexen Objekten auf dessen punktweise Beleuchtung verzichtet, stattdessen wird ein bestimmtes Muster auf das Objekt projiziert, dessen reflektierte Veränderung analysiert wird, woraus dann die Lagebeziehungen der einzelnen Objektbilder berechnet werden können.<sup>35</sup>

Die Lichtquelle bilden beim CEREC- System LEDs (Abb. 4 (1)), die blaues Licht mit einer Wellenlänge von 470nm emittieren.<sup>43</sup> Dieses Licht passiert in dem Scanstab ein Projektionsgitter (Abb.4 (3)), um eine Struktur zu erlangen. Anschließend wird es durch ein Linsensystem (Abb. 4 (4)) und ein Prisma (Abb. 4 (5)) auf das zu scannende Objekt gerichtet. Auf dem Objekt wird das Muster des aufprojizierten Lichts durch die Höhenunterschiede verändert und in den Scanstab zurückreflektiert. Dort wird es durch das Prisma auf den Sensor gerichtet und durch CCD- Chips (Abb.4 (7)) in elektrische Impulse umgewandelt.



**Abb. 4:** Aufbau der CEREC BlueCam, relevante Punkte: 1: LEDs, 2: Strahlen, 3: Projektionsgitter, 4: Linsensystem, 5: Prisma, 6: Objekt, 7: CCD- Chips

Das Muster des Projektionsgitters ist bekannt und entspricht einer Sinusfunktion, was der Transmission dieses Gitters in der x- Achse entspricht, so ist die Transmission an opaken Stellen des Gitters 0 und an transparenten Stellen beträgt sie 1, dazwischen erfolgt eine stufenweise Abschwächung, bzw. Erhöhung der Transmission. An dem Sensor resultiert dementsprechend eine sinusförmige Verteilung der Energie der einfallenden Strahlen in x- Richtung, die bei einem planen Objekt der Verteilung der Transmission entspricht und mit ihr in Phase liegt. Hat man aber ein in z- Richtung unebenes Objekt, so wird das Muster verändert und das Projektions- und das Abbildungsgitter liegen nicht mehr in Phase. Durch das Ausmaß der Phasenverschiebung lässt sich die dreidimensionale Lage der Objektpunkte mathematisch berechnen.<sup>21, 59</sup>

Die CEREC BlueCam ist wegen der unterschiedlichen Transluzenzen der aufgenommenen Objekte, wie zum Beispiel Zahnschmelz, unterschiedlichen Füllungsmaterialien und Zahnfleisch auf eine flächige Bedeckung mit einem Titandioxid- Spray angewiesen. Auf diese Weise wird eine gleichmäßig reflektierende Oberfläche erreicht, die für die aktive Triangulation notwendig ist.<sup>56</sup>

### 2.3.2 Itero

Der Intraoralscanner iTero von Cadent (Or Yehuda, Israel) wurde 2006 in den USA auf den Markt gebracht. Ihm gingen seit 1999 extraorale Scanner mit dem Namen iOC voraus. Sie wurden in erster Linie für die Herstellung von Tiefziehfolien, die der kieferorthopädischen Behandlung dienen, in Zusammenarbeit mit der Firma Ivisalign verwendet. Der iTero Intraoralscanner ist von Anfang an für die Herstellung von prothetischer Versorgung entwickelt

worden, seine Indikationen wurden zwischenzeitlich deutlich erweitert und er wird in mehreren Ländern vertrieben, unter anderem zwischenzeitlich von der Straumann AG (Basel, Schweiz) in Europa.<sup>34</sup>

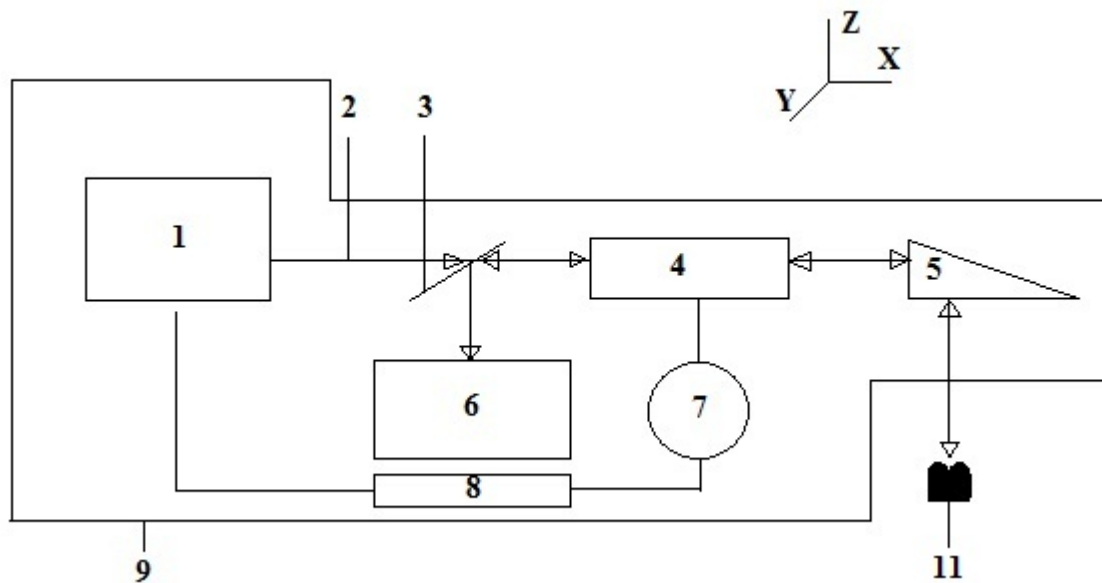
Zum iTero Scan- System gehören ein Rechner, ein 19“- LCD- Bildschirm, Fußpedalen, ein Scanstab, eine netzlose Maus und eine aseptisch versiegelte Tastatur (Abb. 5).



**Abb. 5:** Scansystem des iTero

Der Itero Scanner funktioniert nach dem Prinzip des „confocal imaging“ (Abb.6): Laserstrahlen, die aus Strahlen unterschiedlicher Wellenlängen zusammengesetzt sind, werden erzeugt und auf das zu scannende Objekt entlang der Z- Achse gerichtet. Sie passieren auf dem Weg zum Objekt die telezentrische konfokale Optikeinheit (Abb.6 (4)). Durch die Optikeinheit kann die relative Lage der Fokusebene entlang der Z- Achse im Bezug auf die Detektoreinheit verändert werden. Zum einen wird die optische Einheit selbst durch einen Motor (Abb. 6 (7)), der im Aufnahmestab lokalisiert ist, entlang der Z- Achse bewegt, zum anderen besitzt die Einheit eine optische Anordnung, die für Strahlen jeder Wellenlänge eine eigene Fokusebene definiert. So kann die Anzahl der Fokusebenen vergrößert werden, ohne dass die Zeit für die Bewegung der optischen Einheit verlängert wird. Insgesamt entstehen 300 Fokusebenen auf einer Scantiefe von 15 mm, was in einem Abstand der Ebenen von 50 µm resultiert. Die Austrittsöffnung für die Strahlen aus dem Aufnahmestab ist 14 x 18 mm groß, sie stellt die Größe

der beleuchteten Fläche dar und wird durch eine Ebene, die durch die X und Y- Achse aufgeschlagen wird, beschrieben. Die auf die Zähne, beziehungsweise auf die Weichgewebe auftretenden Strahlen werden von diesen reflektiert. Da die Zahnfläche nicht durch eine Ebene dargestellt wird, sondern ein dreidimensionaler Körper ist, wird er in der Tiefe durch unendlich viele Ebenen beschrieben, die sich von okklusal nach zervikal immer weiter von dem Aufnahmestab befinden. Nachdem die Strahlen von den Zähnen reflektiert werden, nehmen sie den Weg zurück durch die konfokale Optikeinheit zur Detektionseinheit, die durch viele CCD- Chips (Abb. 6 (6)) gebildet wird, die jeweils ein Pixel darstellen. Die Chips nehmen jeweils die Intensität der Strahlen, die sie treffen, auf. Sobald ein auftreffender Strahl von einem Punkt auf dem Zahn reflektiert wird, der in der Fokusebene der optischen Einheit liegt, entwickelt er an der Detektionseinheit an dem Chip, der dem reflektierenden Punkt innerhalb der Fokusebene korrespondiert, die höchste Energie. Das wird von einem hintergeschalteten Rechner detektiert und gespeichert, sodass eine dreidimensionale Punktwolke entsteht, die durch weitere Aufnahmen aus anderen Richtungen komplettiert wird und als Ergebnis aller Aufnahmen eine dreidimensionale Punktwolke des gesamten Kiefers resultiert (Abb. 6).<sup>5, 56</sup>



**Abb. 6:** Aufbau und Funktionsprinzip des confocal imaging<sup>5</sup>; relevante Punkte: 1: Lichtquelle, 2: Strahlengang, 3: Spiegel mit zentraler Öffnung, 4: Telezentrische konfokale Optikeinheit, 5: Endoskop, 6: CCD- Chips, 7: Motor, 8: Kontroller

### 2.3.3 Lava C.O.S.

Der Lava Chairside Oral Scanner (C.O.S.) wurde von der Firma Brontes Technologies entwickelt. Nach der Übernahme durch 3M ESPE (Seefeld, Deutschland) im Jahr 2006 wurde das Produkt 2008 offiziell auf den Markt gebracht.

Das Lava C.O.S. System besteht aus einem mobilen Kart, das einen Rechner enthält, einem Touch- Screen- Display und einem Scanstab. An der Spitze des Scanstabs befindet sich eine Kamera mit 192 blauen LEDs und einem optischen System, das aus 22 Linsen besteht (Abb. 7).



**Abb. 7:** Lava Chairside Oral Scanner

Der Lava C.O.S. funktioniert nach dem Prinzip des Active Wavefront Sampling (Abb.8). Dabei erfolgt eine Probeentnahme aus der Lichtwellenfront des vom Objekt reflektierten Lichts durch eine rotierende Off Axis Appertur. Das blaue Licht der LEDs wird von dem zu scannenden Objekt (Abb. 8) reflektiert. Das Objekt befindet sich dabei hinter der Fokusebene der Linsenanordnung. Zwischen der Linsenanordnung und der Bildebene (CCD- Chips) befindet sich eine rotierende Off- Axis- Appertur (Abb. 8), die von einem Motor betrieben wird. Sie lässt nur eine geringe Anzahl an Strahlen von einem Objektpunkt durch und verhindert somit Unschärfe, die durch Strahlenüberlagerung bedingt ist. Durch die Lokalisation der auftretenden Strahlen auf der Bildebene kann die Position des Objektpunktes bestimmt werden. Dabei

gibt das Rotationszentrum der Bildebene immer Aufschluß über die Position eines Punktes in der Objektfläche  $(X, Y)_0$ , während der Durchmesser  $d$  des Kreises, den Abstand des Objektpunktes entlang der optischen Achse zur Fokusweite wiedergibt, und weil die Fokusebene bekannt ist, auch gleichzeitig den Punkt  $Z_0$  (Abb. 8). Die 3D Umrechnung der Messwerte erfolgt nach mathematischen Formeln in dem hinter den CCD- Chips geschalteten Bildprozessor.<sup>30</sup> Der Scanner erzeugt 3D- Daten in einer Videosequenz (ca. 20 Datensätze/Sekunde), die zeitgleich in ein Modell umgerechnet werden, das dem Behandler auf dem Bildschirm visualisiert wird. Da der Scanner Referenzpunkte benötigt, um die Punkte einander zuzuordnen, muss die zu scannende Fläche leicht bepudert werden.<sup>56</sup>

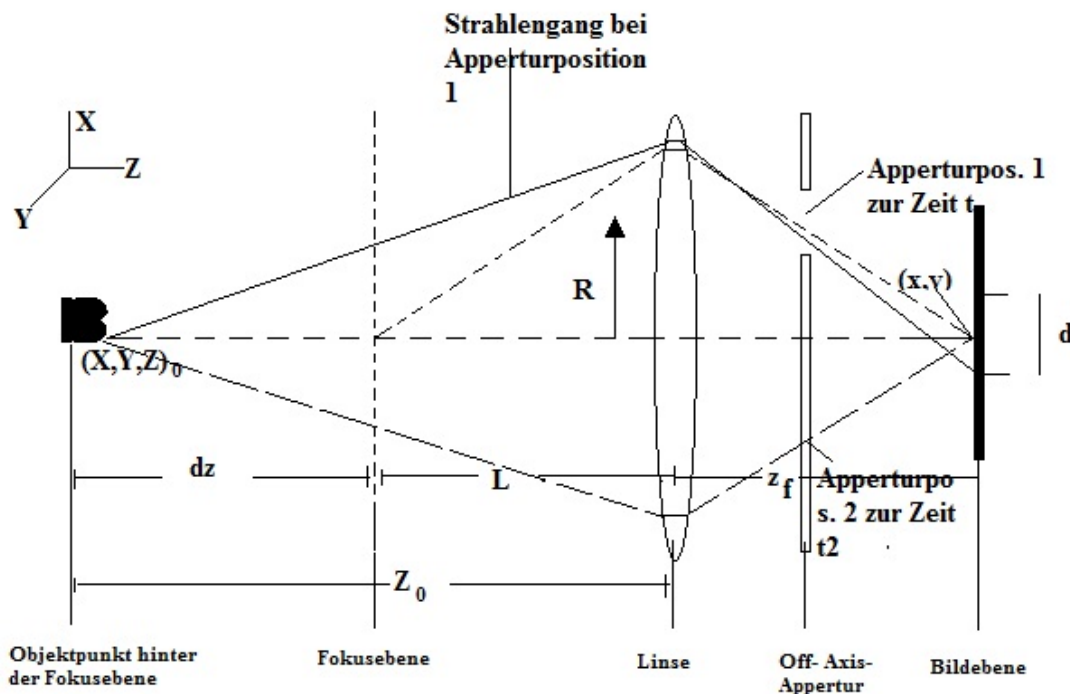


Abb. 8: Aufnahmeprinzip des Active Wavefront Sampling<sup>30</sup>

#### 2.3.4 Cara Trios

Der cara-Trios Scanner wurde von 3shape (Kopenhagen, Dänemark) entwickelt und wird seit 2012 von Heraeus (Hanau, Deutschland), die sich vorübergehend die Exklusivrechte am Vertrieb gesichert haben, vermarktet. Er besteht aus einem Kart, der den Rechner enthält und an dem ein Touchscreen und das Handgerät befestigt werden. Eine Puderapplikation ist bei diesem System ebenso wie beim iTero nicht notwendig (Abb. 9).

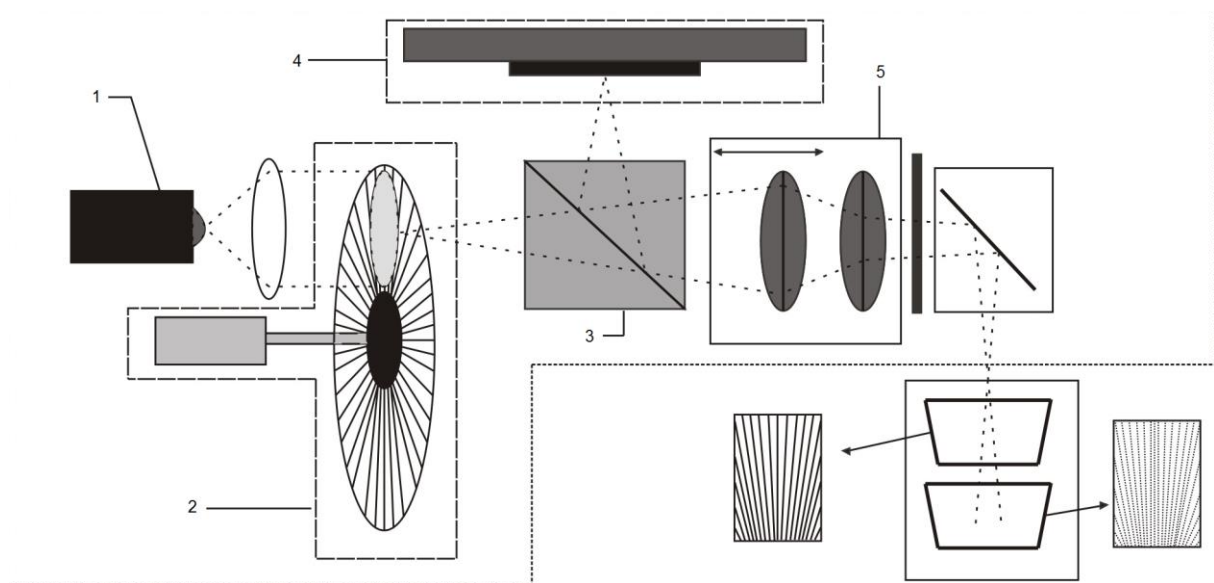


**Abb. 9:** cara Trios

Der cara Scanner funktioniert ähnlich wie der iTero Scanner nach dem Prinzip der Konfokalen Mikroskopie (Abb. 10): Ein Strahlenbündel wird von einer LED (Abb.10 (1)) gebildet und entlang der optischen Achse durch den Scannerstab gesendet. Dabei passiert das Bündel zunächst eine Anordnung, durch die ein sich zeitlich veränderndes Muster entsteht (Abb. 10 (2)). Das Strahlenbündel, das jetzt gemustert ist, gelangt durch den Strahlenteiler in das optische System, das aus einer Anordnung von verschiedenen Linsen besteht, von dort aus werden die Strahlen durch einen Spiegel auf das Objekt gelenkt. Das vom Objekt reflektierte Licht nimmt den gleichen Weg zurück, wird jedoch an dem Strahlenteiler in Richtung Aufnahmeeinheit, die aus einer Anordnung von CCD- Chips besteht, umgelenkt. Das Linsensystem beinhaltet ein Fokuselement, das entlang der optischen Achse hin und her bewegt werden kann, sodass die Fokusebene entlang des zu scannenden Objekts in der Tiefe verändert werden kann. Auf Objektpunkten, die in der Fokusebene liegen, wird das Muster, das aus einer Abwechslung von hell und dunkel besteht so auf das Aufnahmesystem abgebildet, dass ebenfalls Hell- und Dunkelkontraste scharf abgebildet werden. Liegt ein Objektpunkt außerhalb der Fokusebene, wird der Hell- Dunkelkontrast nur undeutlich, beziehungsweise gar nicht mehr wahrnehmbar. Da die CCD- Chips auf die Intensität des auftreffenden Lichts mit der Erzeugung von elektrischen Impulsen reagieren, werden die Kontraste entsprechend kodiert und an eine Rechneinheit gesendet. Dieser liefert die Information über das entsprechende



Muster und auch dessen zeitliche Veränderung, in diesem Falle die Rotation des Musters, vor. Trifft ein Signal an den entsprechenden CCD- Chips ein, wird in dem Rechner überprüft, ob sowohl eine zeitliche als auch räumliche Übereinstimmung zwischen dem Muster, das in dem Scanstab generiert wird, und dem Muster, das von dem Objekt reflektiert wird, vorliegt. Bei einem Maximum an Übereinstimmung an den bestimmten Chips, die in der flächigen Anordnung den Objektpunkten entsprechen, die sich in dem Moment in der Fläche der Fokusebene befinden, so hat man die Information über die Lage der Punkte in allen 3 räumlichen Dimensionen. Wird das Fokuselement weiterverschoben, so wird an anderen Chips der Flächenanordnung ein Maximum an Übereinstimmung erreicht, falls die reflektierenden Objektpunkte auf einer Ebene senkrecht zur optischen Achse anders positioniert sind.<sup>23, 56</sup>



**Abb. 10:** Aufnahmeprinzip der Konfokalen Mikroskopie im cara- Scanner<sup>23</sup>; relevante Punkte: 1: Lichtquelle, 2: Mustererzeugungs- Mittel, 3: Strahlenteiler, 4: Bildsensor, 5: Optisches System

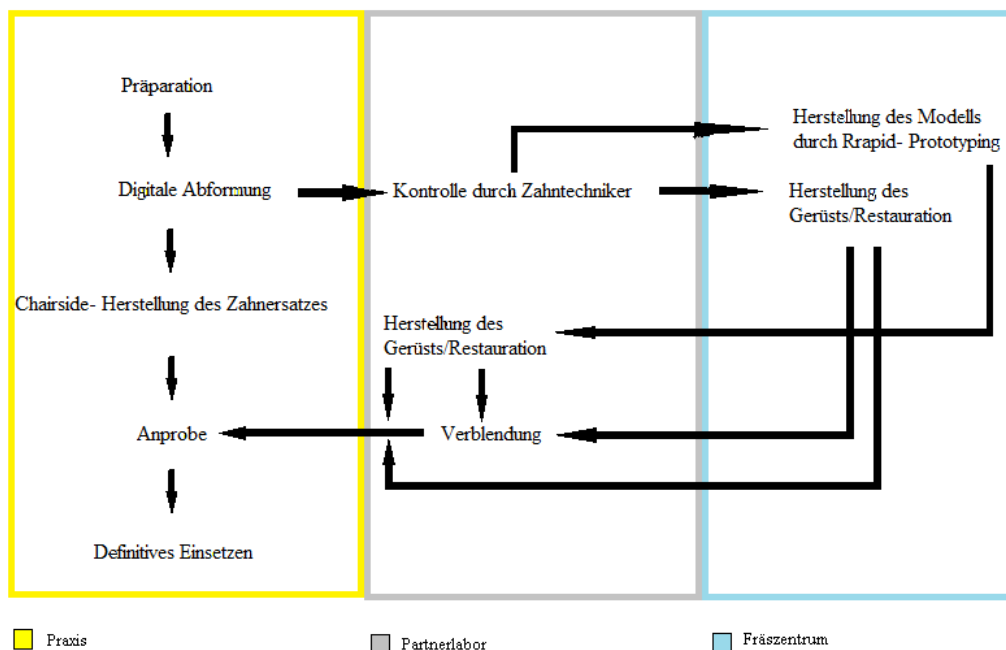
## 2.4 Digitaler Workflow

Der Workflow der unterschiedlichen Systeme gleicht sich im Großen und Ganzen. Nach der Präparation, Retraktion und Trocknung werden die zu scannenden Bereiche bei den Systemen CEREC und Lava C.O.S. bepudert, bei den cara- und iTero- Scannern ist dies nicht notwendig. Es folgt der Scan der Situation entsprechend den Anweisungen der Hersteller. Nach dem Scan des Gegenkiefers können Ober- und Unterkiefer im Schlussbiss aufgenommen werden, um die Relation der Kiefer zueinander zu bestimmen. Die Punktwolken werden automatisch gefiltert und in ein Flächennetz in einem systemspezifischen Format umgewandelt. Anschließend können die virtuellen 3D- Modelle auf dem Monitor betrachtet und vor allem die Präpa-



rationsgrenzen und Approximalkontakte begutachtet werden. Nach der Überprüfung werden die Scandaten an das, mit der für das jeweilige System notwendigen Laborsoftware ausgestattete, zahnärztliche Partnerlabor gesendet, wo die Daten nochmals überprüft in ein gängiges CAD-Format umgewandelt und anschließend an ein Fertigungszentrum weitergeleitet werden. Je nach Anforderung kann der Zahnersatz komplett in dem Fertigungszentrum in CNC-Fräsen fertiggestellt werden, oder es wird das Gerüst gefertigt und zum Verblenden zurück an das Partnerlabor verschickt. Zusätzlich kann in einem anderen Fertigungszentrum nach Bedarf ein physisches Modell hergestellt werden. Dieses wird entweder subtraktiv durch Fräsen hergestellt oder additiv mittels Rapid Prototyping (Abb.11).<sup>28</sup>

Beim CEREC- System ist außerdem eine Fertigung des Zahnersatzes chairside möglich. Die Daten werden an die in der Praxis befindliche Schleifeinheit geschickt und die gewünschte Restauration kann noch während der Sitzung gefräst und nach dem Glanzbrand eingesetzt werden (Abb. 11).



**Abb. 11: Digitaler Workflow**

### 2.4.1 Bewertung des Digitalen Workflows

Durch die direkte intraorale Erfassung der Situation wird die Anzahl der Einzelschritte im Vergleich zur extraoralen Digitalisierung weiter verringert. Einflüsse, wie Eigenschaften des Abformmaterials, richtiges Anmischen, Temperaturunterschiede bei Transport und Modelherstellung, entfallen. Der handwerkliche Einfluss des Technikers wird durch CNC- Fräsen ebenfalls ausgeschaltet, sodass nur die initiale Digitalisierung und die Genauigkeit der Fräse einen Einfluss auf die Passgenauigkeit des Zahnersatzes haben. Durch die bei allen Herstellern in die Software integrierte Möglichkeit der Überprüfung von Einschubrichtung und Präparationsrand wird die Anzahl der Neuanfertigungen reduziert. Als großer Nachteil ist allerdings die schlechte Digitalisierbarkeit infragingivaler Präparationsgrenzen zu nennen, da lediglich durch das Auge sichtbare Bereiche auch digitalisiert werden können.<sup>28, 61, 62</sup>

## 2.5 Bisherige Untersuchungen zur Genauigkeit intraoraler Scanner

Ein kleiner Zementspalt und ein kleiner Randspalt, der laut DGZMK nicht größer als 100µm sein sollte, sind ein wesentlicher Faktor für die parodontale Gesundheit des versorgten Zahnes.<sup>26</sup> Darüber hinaus sind möglichst naturgetreue Approximal- und Okklusalkontakte erstrebenswert. Um diesen Forderungen nachzukommen, ist eine exakte dreidimensionale Wiedergabe der Mundsituation notwendig. Dies entspricht bei intraoralen Scannern einer genauen Digitalisierung der präparierten Zähne, der benachbarten Zähne und der Antagonisten. Der auf diese Weise generierte Modelldatensatz bildet die Grundlage sowohl bei der Fertigung des Zahnersatzes in einem Fräszentrum als auch in einem zahnärztlichen Partnerlabor.

Die Untersuchung der Genauigkeit eines Verfahrens ist auf viele Arten möglich. Viele Untersuchungen beruhten auf der Messung der Spaltbreite zwischen dem fertiggestellten Zahnersatz und dem Zahnstumpf mithilfe der Replikatechnik, bei der der Spalt zwischen Restauration und Zahnstumpf, dargestellt durch die Schichtstärke eines dünnfließenden Silikons, mithilfe eines Messmikroskops an bestimmten Punkten gemessen wurde.<sup>14, 53</sup> Mithilfe von Messmikroskopen konnte der marginale Fehler an zementierten oder andersartig am Stumpf befestigten Restaurationen auch ohne Replikatechnik gemessen werden.<sup>15, 52</sup> Eine andere Untersuchungsmethode wandten *Moldovan et al.* in einer in vitro Studie 2011 an, bei der sowohl die Zahnstümpfe als auch die Replicas digitalisiert und anschließend mithilfe einer Überlagerungssoftware übereinander gelegt wurden. Die Abweichung zwischen dem Datensatz des Zahnstumpfes und des Replicas entspricht der Passungenauigkeit der Krone.<sup>44</sup> *Matta et al.*

stellten 2012 eine weitere Möglichkeit vor, die Genauigkeit ein CAD/CAM- Verfahren zu untersuchen. Dabei wurden ein Stumpf, ein gefrästes Kämpchen und derselbe Stumpf mit dem darauf zementierten Kämpchen digitalisiert. Die Datensätze wurden mithilfe einer Matching-Software überlagert. Um ein fehlerfreies Matching zu ermöglichen, wurde die umgebende Schleimhaut überlagert. Anschließend wurde der Datensatz mit dem aufzementierten Kämpchen entfernt. Die äußere Fläche des Kämpchens wurde ebenfalls virtuell entfernt, sodass lediglich die Innenseite übrigblieb. Die Überlagerung wurde virtuell in 360 Scheiben geschnitten, die jeweils eine Schichtstärke von 1° hatten. An jeder dieser Scheiben wurde die marginale Abweichung mithilfe der Software gemessen.<sup>33, 42</sup> In einer Arbeit von 2012 verglichen *Seelbach et al.* die Genauigkeit von auf Basis intraoraler Scans hergestellten Kämpchen und auf Basis von herkömmlichen Abformmethoden hergestellten Kämpchen. Sie benutzten dazu einen Stumpf mit einem runden Durchmesser. Die Rundheit des Stumpfes und der Kämpchen wurden mithilfe eines taktilen Messgeräts vermessen und die Werte miteinander verglichen, je näher die Messwerte der Kämpchen an die Rundheit des Stumpfes reichten, desto genauer war das Verfahren.<sup>63</sup> *Van der Meer et al.* untersuchten die Genauigkeit der intraoralen Scanner in Bezug auf die Genauigkeit bei der Wiedergabe von Implantat- Abformpfosten- Positionen. Sie importierten die Abformdaten dafür ebenfalls in eine Überlagerungssoftware, mit deren Hilfe dann die Neigungen und Abstände der jeweiligen Abformpfosten zueinander verglichen wurden. Als Referenz galt der Datensatz eines hochpräzisen industriellen Scanners.<sup>69</sup> Klinische Untersuchungen zur Genauigkeit von auf Basis von intraoralen Scans hergestellten Kronen sind bislang selten. *Cardelli et al.* untersuchten die Passgenauigkeit von Zirkonkronen mithilfe der Replikatechnik, *Syrek et. al.* wandten ausser der Replikatechnik auch die klinische Vermessung mittels Sonden, deren Arbeitsenden genormte Durchmesser hatten, an.<sup>60, 67</sup> Eine oft genutzte Möglichkeit, die Genauigkeit von digitalen Abformungen zu bestimmen, war es, die mittlere Abweichung der digitalen Modelle über die gesamte Modellfläche zu berechnen. Dazu wurden in eine Matching Software Referenzdatensätze geladen, die entweder als CAD- Datei der zu scannenden Zähne existierten oder durch einen präzisen Referenzscanner generiert wurden. Die digitalen Modelle, die mittels des zu untersuchenden Scanners erzeugt wurden, wurden ebenfalls in die Software geladen und dort wurden die Datensätze übereinander gelagert und die mittlere Abweichung über das gesamte Modell berechnet<sup>18, 27, 40, 43</sup>. Die nachfolgende Tabelle illustriert die bisherigen Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit der Scanner. Die meisten befassten sich mit den Vorgängersystemen der CEREC Bluecam. Zum CARA- Scanner fehlen Untersuchungen gänzlich.

**Tabelle 2: Bisherige Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit von intraoralen Scansystemen**

	Jahr	Untersuchungsart	Versorgung	Gerät	Genauigkeit( $\mu\text{m}$ )
Hickel <sup>37</sup>	1990	Lichtmikroskop	Inlays	CEREC I	41-123
Holmes <sup>32</sup>	1992	Lichtmikroskop	Inlays	CEREC I	48-57
Molin <sup>45</sup>	1993	Replica (Messmikroskop)	Inlays	CEREC I	123,4-155,3
Hembree <sup>31</sup>	1995	Messmikroskop	Inlays	CEREC I	63-91
Sjögren <sup>64</sup>	1995	Messmikroskop	Inlays	CEREC	169-228
Mörmann <sup>47</sup>	1997	Replica (SEM)	Inlays	CEREC I CEREC II	84 $\pm$ 34 56 $\pm$ 27
Sturdevant <sup>66</sup>	1998	Digitale Fotografie (digitales Analyseverfahren)	Inlays	CEREC II	80 $\pm$ 57
Denissen <sup>16</sup>	2000	Messmikroskop	Onlays	CEREC II	85 $\pm$ 40
Sato <sup>58</sup>	2002	Messmikroskop	Inlays	CEREC II	66,6-84
Shu-Hui <sup>48</sup>	2002	Replica (Bildanalyse)	Kronen	CEREC II	115-124
Akbar <sup>4</sup>	2006	Replica (SEM)	Kompositkronen	CEREC III	46-65
Lee <sup>39</sup>	2008	Messmikroskop	Kronen	CEREC 3D	72,2 $\pm$ 7
Reich <sup>52</sup>	2008	Replica (SEM)	Onlays	CEREC 3D	70 $\pm$ 32
Mehl <sup>43</sup>	2009	Digitale Überlagerung	OK- Modell	CEREC 3D Bluecam Bluecam	31 $\pm$ 6 19 $\pm$ 5 35
Reich <sup>53</sup>	2009	Replica (Mikroskop)	Kronen	CEREC 3D	100 $\pm$ 61
Ural <sup>68</sup>	2010	SEM	Kronen	CEREC III	29 $\pm$ 4
Ender <sup>18</sup>	2011	Digitale Überlagerung	OK- Modell	LAVA C.O.S. CEREC	40 $\pm$ 14 49 $\pm$ 14

Güth <sup>27</sup>	2012	Digitale Überlagerung	Brücke	LAVA C.O.S.	+17/-13±19
Seelbach <sup>63</sup>	2012	Mikroskop	Kronen	LAVA C.O.S.	48±25
				CEREC AC	30±17
				iTero	41±16
Reich <sup>10</sup>	2013	Replica(Messmikroskop)	Kronen	LAVA C.O.S.	51±38
				CEREC AC	83±51
Ender	2013	Digitale Überlagerung	OK- Modell	Lava C.O.S.	45,8
				CEREC AC	23,3
				iTero	35,0

### **3 Ziel der Arbeit**

Ziel der Studie war es die Genauigkeit der Scandaten unterschiedlicher intraoraler Scanner zu bestimmen, indem sowohl die Richtigkeit als auch die Präzision der ermittelten Daten überprüft wurde. Dabei entspricht die Richtigkeit der durchschnittlichen Abweichung der Daten einer Messreihe zum Referenzmodell, während die Präzision der durchschnittlichen Abweichung der Daten zueinander innerhalb der Messreihe und damit der Standardabweichung entspricht.<sup>3</sup>

Folgende Nullhypothese wurde untersucht: Die Genauigkeit der Scansysteme ist gleich.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei konstanter Luftfeuchtigkeit ( $50\% \pm 10\%$ ) und einer Raumtemperatur von  $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$  durchgeführt.

### 4.2 Scanner und Scanvorgang

#### 4.2.1 Scanner

Die in der Studie verwendeten Scanner sind in Tabelle 3 aufgeführt. Dabei handelt es sich bei den Systemen Lava C.O.S. und CEREC Bluecam um puderabhängige Systeme, die beiden anderen funktionieren puderfrei.

**Tabelle 3:** Scanner und dazugehörige Hersteller

Nr.	Scanner	Hersteller
1	cara Trios	3shape, Dänemark
2	Lava C.O.S.	3M Espe, Seefeld
3	iTero	Cadent, Israel
4	CEREC Bluecam	Sirona, Bensheim



**Abb. 12:** Scanspitzen der der Intraoralscanner von links nach rechts: cara Trios(Heraeus, Kulzer, Hanau), Lava C.O.S. (3M ESPE, Seefeld), iTero (Cadent, Israel), Cerec BlueCam (Sirona, Bensheim)

Im Laufe der Untersuchungen wurden für die Systeme Lava C.O.S. und CEREC BlueCam dreidimensionale Abweichungen gemessen, die von denen vorheriger Studien sehr stark abwichen. Beim System Lava C.O.S. lag dies an einer falschen Kalibrierung der Kamera und einem falschen Scanpfad, beim System CEREC BlueCam lag dies an einer defekten Kamera. Zu diesen beiden Scansystemen wurden jeweils zwei Messreihen durchgeführt. Diese wurden als Lava neu beziehungsweise Lava alt bezeichnet, abhängig davon, ob die Scans vor der Kalibrierung und der Änderung des Scanprotokolls durchgeführt wurden. Die zwei CEREC-Messungen wurden CEREC alt beziehungsweise CEREC neu genannt, abhängig davon, ob die Scans vor dem Tausch der Kamera durchgeführt wurden oder danach.

### 4.3 Urmodell, Referenzmodell, Scans und Prüfverfahren

#### 4.3.1 Urmodell

Als Basis für ein Prüfmodell diente ein Frasaco- Modell (Frasaco GmbH, Tett nang). Die Zähne 17, 11 und 25 wurden jeweils für die Aufnahme einer Krone mithilfe eines Parallelometers mit einem Konuswinkel von  $4^\circ$  präpariert. Anschließend wurde das Modell durch einen 3shape D700- Scanner (3shape/Dänemark) eingescannt, und in der Firma BEGO (Bremen) im Lasersinterverfahren aus einer Cobalt- Chrom- Molybdän- Legierung hergestellt (Abb. 13). Die präparierten Zähne wurden separat eingescannt und gefräst. Sie sind in dem Modell mithilfe eines Gewindes verschraubbar. Um das Modell für alle vier Intraoralscanner scanbar zu machen, wurde es durch Sandstrahlen mattiert.

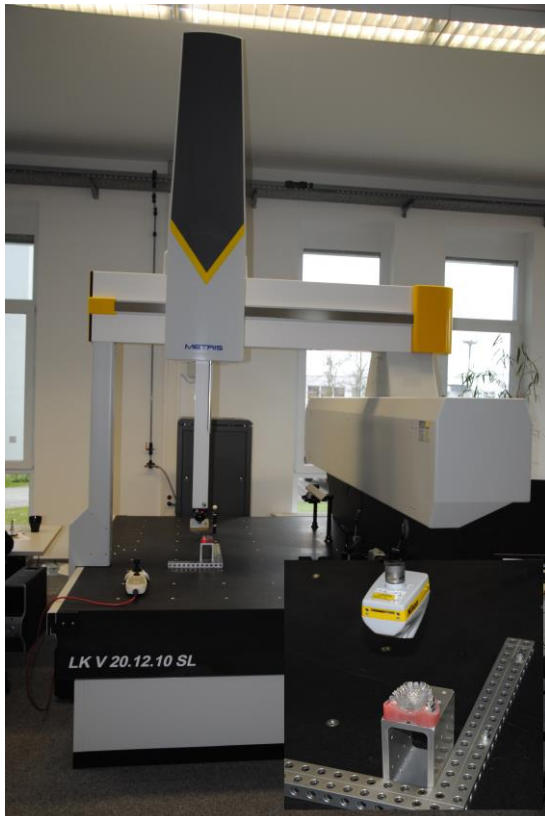


**Abb. 13:** Urmodell



#### 4.3.2 Referenzmodell

Das Urmodell wurde mithilfe eines Nikon LC 15DX Laser- Scanners (Nikon Metrology GmbH, Alzenau, Deutschland), mit einer Genauigkeit von  $\pm 3,6\mu\text{m}$  digitalisiert und mithilfe der Focus Inspection- Software V. 9.3 (Nikon Metrology GmbH, Alzenau, Deutschland) im stl- Format abgespeichert (Abb. 14).



**Abb. 14:** Referenzscanner(unten re.) Montiert auf einem Koordinatenmessgerät

Die stl- Datei wurde als CAD- (Soll)- Datei in die GOM Inspect V. 7.5 – Software (Braunschweig, Deutschland) importiert. Dort stand sie als Referenzdatei zur Verfügung, auf die der Flächenvergleich durchgeführt wurde. Um überflüssige Datenmengen und fehlerhafte Überlagerungen zu vermeiden, wurde die Ursprungsdatei, an für den Zahnersatz irrelevanten Flächen, beschnitten: Für die Überlagerung des gesamten Kiefers wurden alle Weichgewebsanteile entfernt. Für die Überlagerung der präparierten Zähne verblieb ausschließlich der jeweils präparierte Zahn als CAD- Datei.

#### 4.3.3 Scans

Die Scans erfolgten mit den folgenden 4 Intraoralscannern entsprechend den durch die Hersteller festgelegten Richtlinien: cara Trios, Lava C.O.S., iTero, Cerec Bluecam. Es entstanden Scan-Files in den jeweiligen, systemspezifischen Formaten.

Anschließend wurden die Scandateien ins stl-Format exportiert, um sie in die Inspektionssoftware GOM Inspect V. 7.5 als Scan- (Ist-) Datei zu importieren.

In der GOM Inspect Software V. 7.5 wurde, um überflüssige Datenmengen und fehlerhafte Überlagerungen zu vermeiden, die Ursprungsdatei analog zur CAD-Datei bei den entsprechenden Messungen beschnitten

#### 4.3.4 Prüfverfahren

Nachdem sowohl die CAD-Datei als auch die Scan-Dateien in die GOM Software importiert worden waren, erfolgte die Überlagerung jeder einzelnen Scan-Datei über die CAD-Datei. Zunächst erfolgte eine initiale Ausrichtung mit zusätzlicher Best-Fit-Ausrichtung über die Vorausrichtung. Dabei handelt es sich um eine automatische Ausrichtung, die unabhängig vom jeweiligen Koordinatensystem ist. Anschließend wurde diese durch die Hauptausrichtung präzisiert. Der maximale Abstand zwischen den Punkten der Scan-Datei und den Flächen der CAD-Datei, die zur Best-Fit-Überlagerung herangezogen wurde, wurde auf 10µm beschränkt. Die anschließend resultierende durchschnittliche Abweichung der herangezogenen Punkte wurde als Zuordnungsgenauigkeit registriert.

Nach der Überlagerung wurde der Vergleich auf CAD durchgeführt. Dabei wurde jeder Polygonpunkt der CAD-Daten betrachtet und von ihm aus der senkrechte Abstand zur am nächsten liegenden Scan-Polygonfläche gemessen. Die Abweichungen wurden als Farbplot auf einer Kopie der CAD-Datei eingezeichnet. Die Abweichungsdarstellung reichte von Blau über Grün bis zu Rot. Blau visualisierte, dass die gemessene Oberfläche unterhalb der CAD-Fläche lag. Bei Rot lagen die Messdaten oberhalb der CAD-Fläche. Grün zeigte den Bereich, in dem sich keine, beziehungsweise geringe Abweichungen ergaben (Abb. 15).

Der Mittelwert der Abweichungen über die gesamte überlagerte Fläche (Mean Distance) wurde berechnet. Er konnte über die Eigenschaften des jeweiligen Flächenvergleichs eingesehen werden. Als Minima und Maxima wurden jeweils die 2-Sigma-Werte angenommen (Minima und Maxima von 95,4% der Werte innerhalb der Gauss-Verteilung).<sup>13</sup>

Jeder Vergleich stellte ein eigenes Projekt dar, das separat abgespeichert wurde.

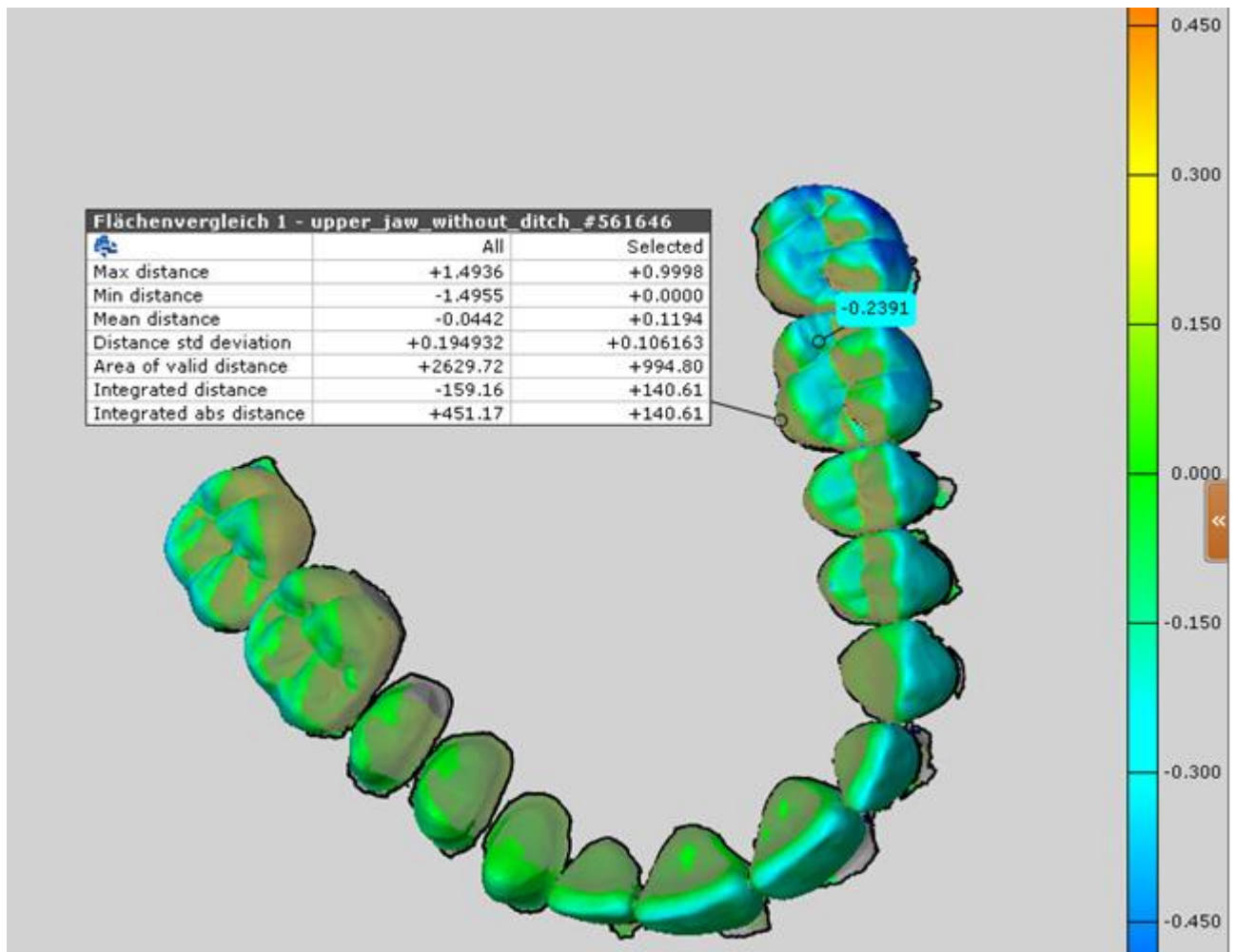


Abb. 15: Farbliche Visualisierung der Abweichungen und statistischer Überblick in der GOM- Software

#### 4.4 Statistische Analyse

Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Variablen Zuordnungsgenauigkeit, mittlere positive und mittlere negative Abweichung, sowie maximale positive und negative Abweichung wurden für den Kiefer, beziehungsweise jeden untersuchten Zahn jeweils in einer getrennten Tabelle dargestellt.

Zur grafischen Darstellung der Ergebnisse wurden Boxplots verwendet. Diese eignen sich in der Regel nicht zur Darstellung von normalverteilten Variablen, kamen hier aber der Übersichtlichkeit wegen zum Einsatz.

Die statistische Analyse wurde mit SPSS 19 (IBM, U.S.A) durchgeführt.

Die Überprüfung der Werte auf Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogorov- Smirnov- Test.

Zur Überprüfung der Signifikanz der Unterschiede der Werte bei mehr als zwei Gruppen wurde der einfaktorielle ANOVA- Test durchgeführt. Wenn dabei ein signifikanter Unterschied festgestellt wurde und sich die Varianzen signifikant unterschieden, wurde der Dunnett- C- Test angewendet. Diese Analyse wurde der Übersichtlichkeit wegen nur für die jeweils mittlere positive und negative Abweichung durchgeführt. Der Dunnett- C- Test lieferte bei SPSS keine p- Werte, sondern nur die Aussage ob bei einem p- Wert kleiner als 0,05 ein signifikanter Unterschied besteht (Tabelle 4):<sup>11</sup>

**Tabelle 4:** Matrix des Dunnett- C- Tests: n.s. =kein signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, p< 0,05 =signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, n.s. =kein signifikanter Unterschied für positive Abweichungen, p< 0,05 =signifikanter Unterschied für positive Abweichungen

Scanner	Cara	iTero	...
cara	-	n.s./p< 0,05	...
iTero	n.s./p< 0,05	-	...
...	...	...	-

Ab einem Signifikanzniveau von  $\leq 5\%$  ( $p \leq 0,05$ ) wurde die Nullhypothese, alle Scansysteme liefern die gleiche Genauigkeit, verworfen.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Normalverteilung und Homogenität der Varianzen

Die Prüfung durch den Kolmogorov- Smirnov- Test bestätigte die Annahme der Normalverteilung für sämtliche Werte.

Die Prüfung auf Homogenität der Varianzen mit dem Anova- Test verneinte die Annahme der Homogenität für alle mittleren Abweichungen. Als Konsequenz musste für die Testung der Unterschiede der Mittelwerte der mittleren Abweichungen der Dunnett- C- Test durchgeführt werden.

### 5.2 Formabweichungen über den gesamten Kiefer

**Tabelle 5:** Abweichung zum Referenzmodell über den gesamten Kiefer durch jedes der 6 Scansysteme: Es sind mit N jeweils die Anzahl der durchgeführten Scans, der Mittelwert und die Standardabweichung für die Zuordnungsgenauigkeit, mittlere positive und negative Abweichungen, Anzahl der positiven und negativen Punkte, sowie die maximalen positiven und negativen Abweichungen für den gesamten Kiefer angegeben.

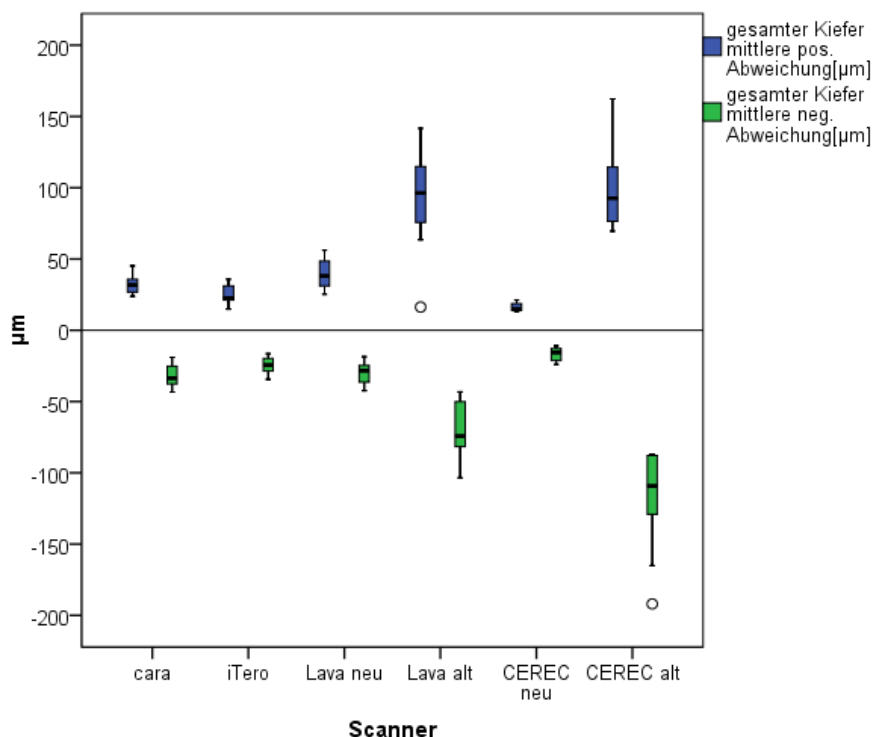
gesamter Kiefer	Zuordnung µm]	Mittlere positive Abweichung[µm]	Anzahl positiver Punkte	Mittlere negative Abweichung[µm]	Anzahl negativer Punkte	Maximale posi- ve Abwei- chung[µm]	Maximale nega- tive Abwei- chung[µm]
<b>cara (N=10)</b>							
Mittelwert	4,9	32,4	42104,5	-31,4	48299,8	93,9	-69,2
Standardabweichung	0,1	7,4	3352,9	7,9	3517,6	21,1	65,9
<b>iTero (N=10)</b>							
Mittelwert	4,9	24,4	39800,0	-24,4	51954,7	76,6	-82,9
Standardabweichung	0,1	6,9	3322,1	5,5	4005,7	19,4	16,5
<b>Lava neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,8	39,7	51627,8	-30,0	39177,2	111,4	-89,2
Standardabweichung	0,1	10,7	3838,4	7,3	3655,4	22,8	16,3
<b>Lava alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,1	91,9	54484,9	-69,8	36823,4	246,6	-185,8
Standardabweichung	1,6	34,8	4383,0	19,6	4662,1	60,2	51,7
<b>CEREC neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,7	16,4	45883,0	-16,6	45695,3	64,6	-66,2
Standardabweichung	0,1	3,0	2955,7	4,3	2795,3	8,8	11,5
<b>CEREC alt (N=10)</b>							
Mittelwert	3,5	98,5	41226,7	-118,2	48583,6	273,7	-326,5
Standardabweichung	2,0	28,2	4101,8	35,2	3710,9	67,8	90,8

Die Werte der mittleren Abweichung über den gesamten Kiefer wiesen eine Normalverteilung auf.

## Ergebnisse

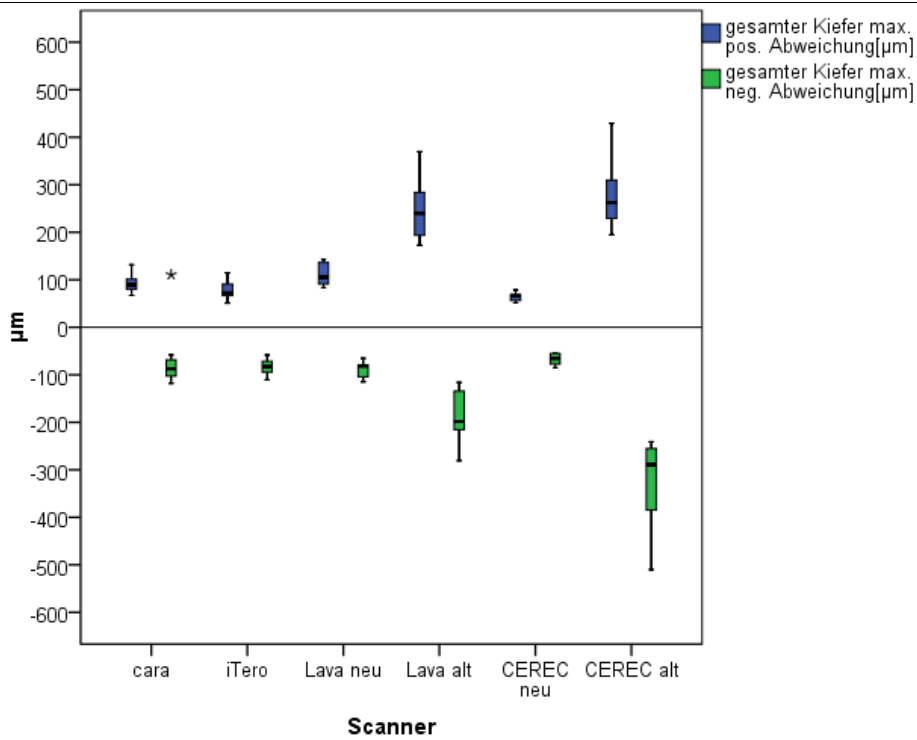
Die mittleren Abweichungen über den gesamten Kiefer lagen im positiven Bereich zwischen  $16\mu\text{m}$  und  $99\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 3$  und  $\pm 35\mu\text{m}$ , im negativen Bereich zwischen  $-16\mu\text{m}$  und  $-119\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 4\mu\text{m}$  und  $\pm 36\mu\text{m}$ . Signifikante Unterschiede lieferten vor allem die Messungen von Lava alt und CEREC alt, die mittlere positive Abweichungen zwischen  $91\mu\text{m}$  und  $99\mu\text{m}$ , bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 28$  und  $\pm 34\mu\text{m}$  und mittlere negative Abweichungen zwischen  $-69\mu\text{m}$  und  $-119\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 19\mu\text{m}$  und  $\pm 36\mu\text{m}$  aufwiesen. Die CEREC neu-Scans waren signifikant genauer (Abb. 16-19).

Die maximalen positiven und negativen Abweichungen von Lava alt und CEREC alt sind ebenfalls signifikant höher als die der anderen vier Scanner.



**Abb. 16:** Mittlere positive und negative Abweichungen über den gesamten Kiefer

## Ergebnisse



**Abb. 17:** Verteilung der maximalen positiven und negativen Abweichungen über den gesamten Kiefer

**Tabelle 6:** Matrix des Dunnett- C- Tests für den gesamten Kiefer: n.s. = kein signifikanter Unterschied für negative Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, n.s. = kein signifikanter Unterschied für positive Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für positive Abweichungen

Scanner	Cara	iTero	Lava neu	Lava alt	CEREC neu	CEREC alt
cara	-	n.s.	n.s.	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$
iTero	n.s.	-	n.s.	$P < 0,05$	n.s.	$P < 0,05$
Lava neu	n.s.	$P < 0,05$	-	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$
Lava alt	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$	-	$P < 0,05$	$P < 0,05$
CEREC neu	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$	-	$P < 0,05$
CEREC alt	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$	n.s.	$P < 0,05$	-

## Ergebnisse

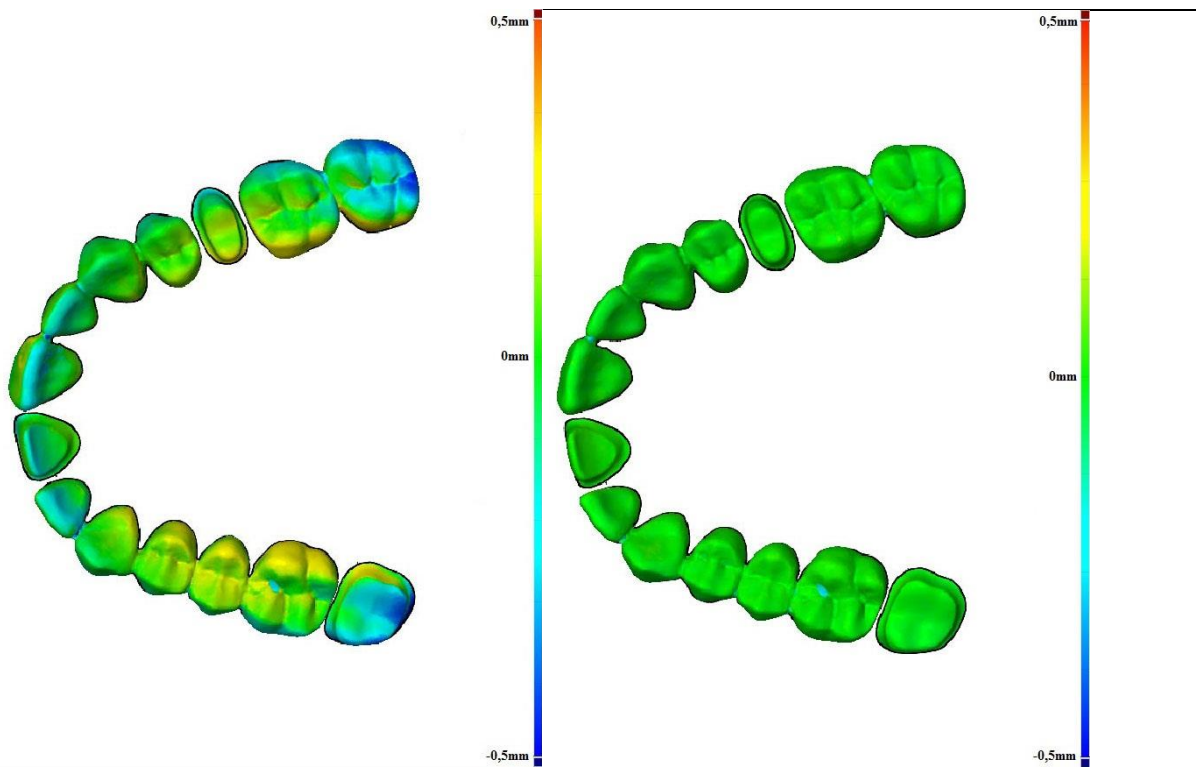


Abb. 18: Überlagerung des ganzen Kiefers (CEREC alt)

Abb. 19: Überlagerung des ganzen Kiefers (CEREC neu)

Die Abbildungen 18 und 19 visualisieren die Unterschiede über den Gesamtkieferscan. Bei der Überlagerung CEREC alt war der Zahnbogen in der transversalen Ebene im Vergleich zum Cerec neu deutlich gestaucht.



### 5.3 Formabweichungen am Zahn 17

**Tabelle 7:** Abweichungen zum Referenzmodell an Zahn 17 durch jedes der 6 Scansysteme: Es sind mit N jeweils die Anzahl der durchgeführten Scans, der Mittelwert und die Standardabweichung für die Zuordnungsgenauigkeit, mittlere positive und negative Abweichungen, Anzahl der positiven und negativen Punkte, sowie die maximalen positiven und negativen Abweichungen für den Zahn 17 angegeben.

Zahn 17	Zuordnung[ $\mu\text{m}$ ]	Mittlere positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl positiver Punkte	Mittlere negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl negativer Punkte	Maximale positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Maximale negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]
<b>cara (N=10)</b>							
Mittelwert	4,1	9,1	3683,5	-9,1	3430,9	28,0	-27,3
Standardabweichung	0,1	1,2	576,8	2,6	650,0	5,1	9,4
<b>iTero (N=10)</b>							
Mittelwert	4,3	12,3	3874,7	-8,9	3381,6	63,7	-42,6
Standardabweichung	0,1	1,7	246,1	0,9	272,9	15,0	13,5
<b>Lava neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,4	17,3	4587,1	-9,3	2562,9	52,1	-33,1
Standardabweichung	0,2	2,4	381,2	0,9	354,4	8,6	7,8
<b>Lava alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,7	25,2	4622,2	-14,2	2689,0	65,1	-39,9
Standardabweichung	0,2	3,5	289,0	3,7	274,6	8,2	7,7
<b>CEREC neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,3	11,2	3514,8	-10,0	3658,5	41,8	-41,6
Standardabweichung	0,1	2,4	361,7	1,6	283,2	15,8	8,4
<b>CEREC alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,5	12,2	2444,9	-18,0	4733,4	39,7	-56,2
Standardabweichung	0,1	2,4	615,3	4,3	594,2	8,1	9,3

Die mittleren Abweichungen an Zahn 17 lagen im positiven Bereich zwischen  $9\mu\text{m}$  und  $26\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1\mu\text{m}$  und  $\pm 4\mu\text{m}$ . Die mittleren negativen Abweichungen lagen zwischen  $-9\mu\text{m}$  und  $-18\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1$  und  $\pm 5\mu\text{m}$  (Tab.8).

Lava neu und Lava alt lieferten dabei signifikant schlechtere Ergebnisse als die übrigen Scanner. Cara- Scans wiesen die signifikant höchste Genauigkeit auf (Abb.20-23).

## Ergebnisse

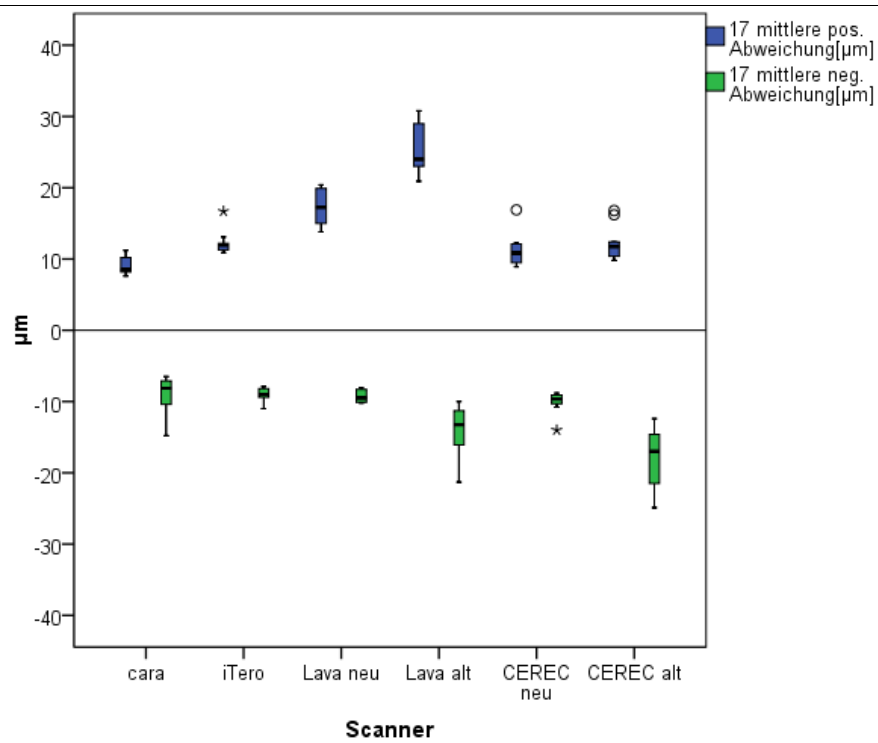


Abb. 20: Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 17

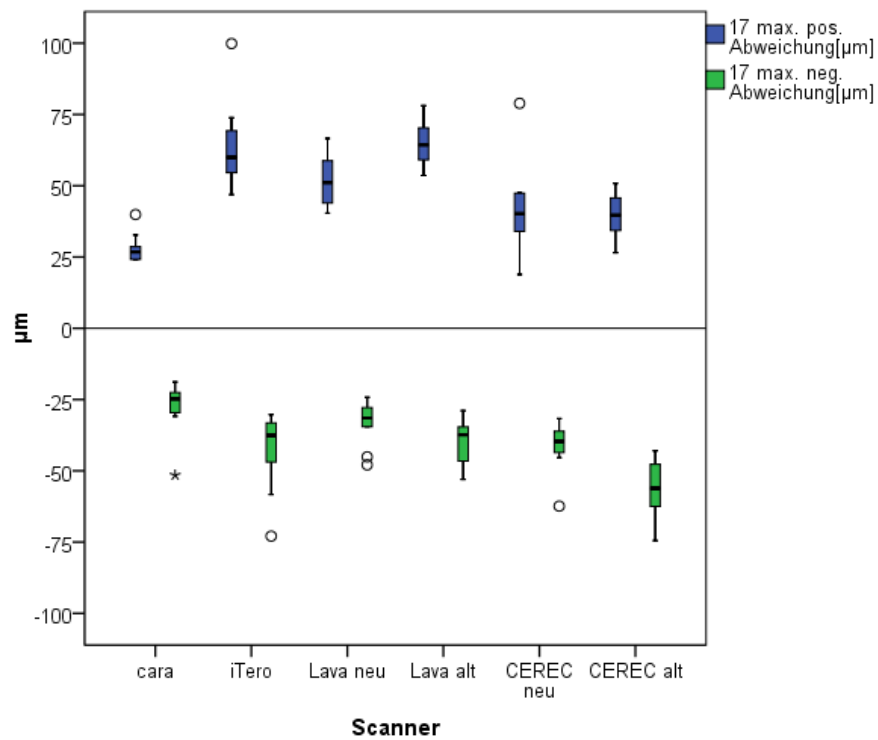
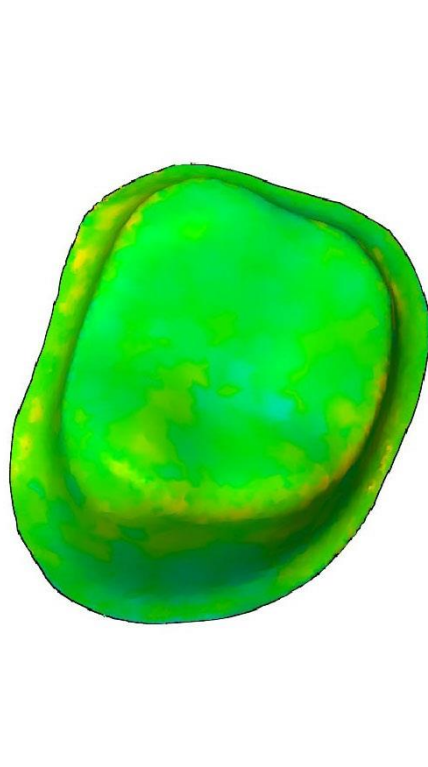


Abb. 21: Verteilung der maximalen positiven und negativen Abweichungen an Zahn 17

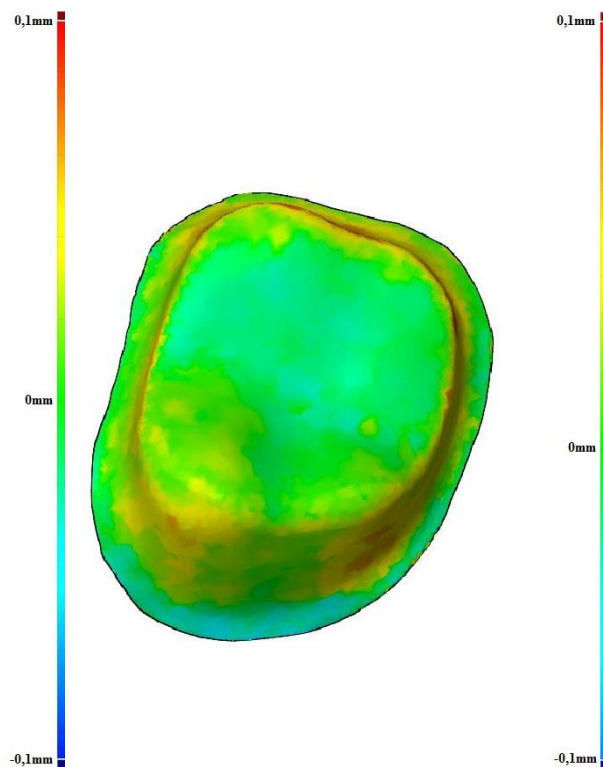
## Ergebnisse

**Tabelle 8:** Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 17: n.s. = kein signifikanter Unterschied für negative Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, n.s. = kein signifikanter Unterschied für positive Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für positive Abweichungen

Scanner	Cara	iTero	Lava neu	Lava alt	CEREC neu	CEREC alt
cara	-	n.s.	n.s.	$p < 0,05$	n.s.	$p < 0,05$
iTero	$p < 0,05$	-	n.s.	$p < 0,05$	n.s.	$p < 0,05$
Lava neu	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-	$p < 0,05$	n.s.	$p < 0,05$
Lava alt	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-	n.s.	n.s.
CEREC neu	n.s.	n.s.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-	$p < 0,05$
CEREC alt	$p < 0,05$	n.s.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.	-



**Abb. 22:** Überlagerung des Zahnes 17 (cara)



**Abb. 23:** Überlagerung des Zahnes 17 (CEREC alt)

Beide Scans wiesen höhere Abweichungen im Bereich des Übergangs von okklusalen zu seitlichen Zahnanteilen auf. Lava alt zeigte zusätzlich höhere Abweichungen an den seitlichen Stumpfflächen, die senkrecht zur Kameralinse angeordnet waren.

## 5.4 Formabweichungen an Zahn 11

**Tabelle 9:** Abweichung zum Referenzmodell an Zahn 11 durch jedes der 6 Scansysteme: Es sind mit N jeweils die Anzahl der durchgeführten Scans, der Mittelwert und die Standardabweichung für die Zuordnungsgenauigkeit, mittlere positive und negative Abweichungen, Anzahl der positiven und negativen Punkte, sowie die maximalen positiven und negativen Abweichungen für den Zahn 11 angegeben.

Zahn 11	Zuordnung[ $\mu\text{m}$ ]	Mittlere positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl positiver Punkte	Mittlere negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl negativer Punkte	Maximale positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Maximale negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]
<b>cara (N=10)</b>							
Mittelwert	4,2	13,6	3178,0	-13,5	2892,2	49,6	-61,6
Standardabweichung	0,2	4,6	292,6	2,1	299,0	9,9	16,3
<b>iTero (N=10)</b>							
Mittelwert	4,3	14,1	3400,5	-9,9	2558,5	95,7	-70,0
Standardabweichung	0,1	1,2	213,6	0,7	203,4	24,2	53,2
<b>Lava neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,1	17,2	2929,8	-13,6	3073,7	90,8	-70,6
Standardabweichung	0,1	3,4	284,7	2,3	298,2	18,8	19,2
<b>Lava alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,3	18,1	2501,7	-19,0	3407,1	96,2	-81,0
Standardabweichung	0,2	2,9	473,2	4,4	480,2	35,4	20,1
<b>CEREC neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,2	10,9	3008,0	-10,5	3210,8	67,9	-61,0
Standardabweichung	0,2	2,1	364,4	1,9	316,1	25,6	21,5
<b>CEREC alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,6	17,9	2997,4	-17,5	3006,4	91,6	-109,0
Standardabweichung	0,2	4,8	323,0	13,2	350,3	34,1	43,2

Die mittleren positiven Abweichungen an Zahn 11 lagen zwischen 10 $\mu\text{m}$  und 19 $\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1\mu\text{m}$  und  $\pm 5\mu\text{m}$ . Die mittleren negativen Abweichungen lagen zwischen -9 $\mu\text{m}$  und -20 $\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1\mu\text{m}$  und  $\pm 14\mu\text{m}$  (Tab. 10). Die signifikant höchste Abweichung wurde bei CEREC alt gemessen (Abb. 26-27).

## Ergebnisse

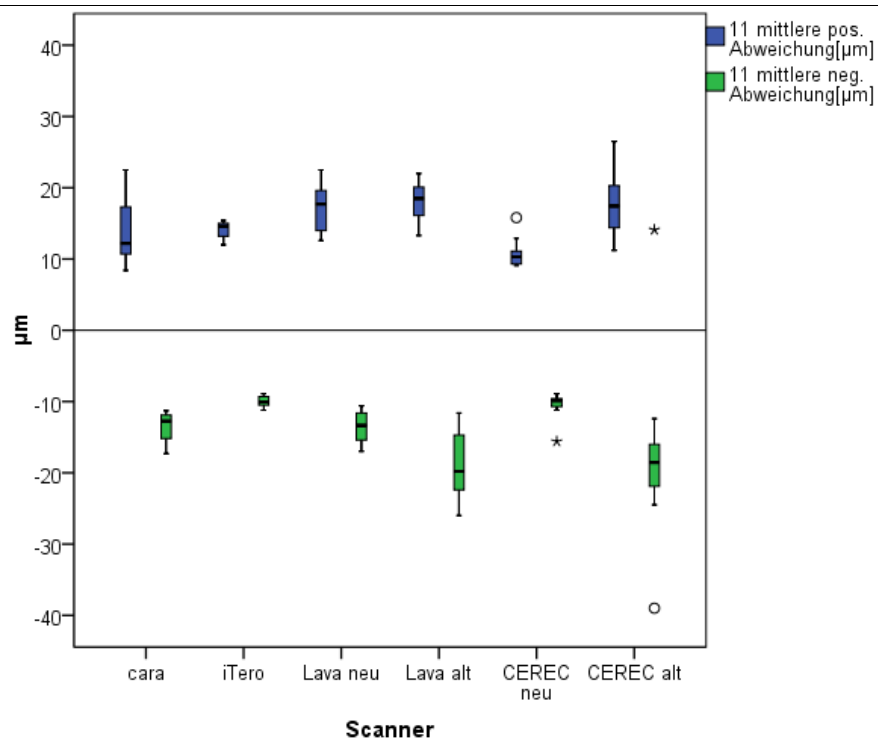


Abb. 24: Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 11

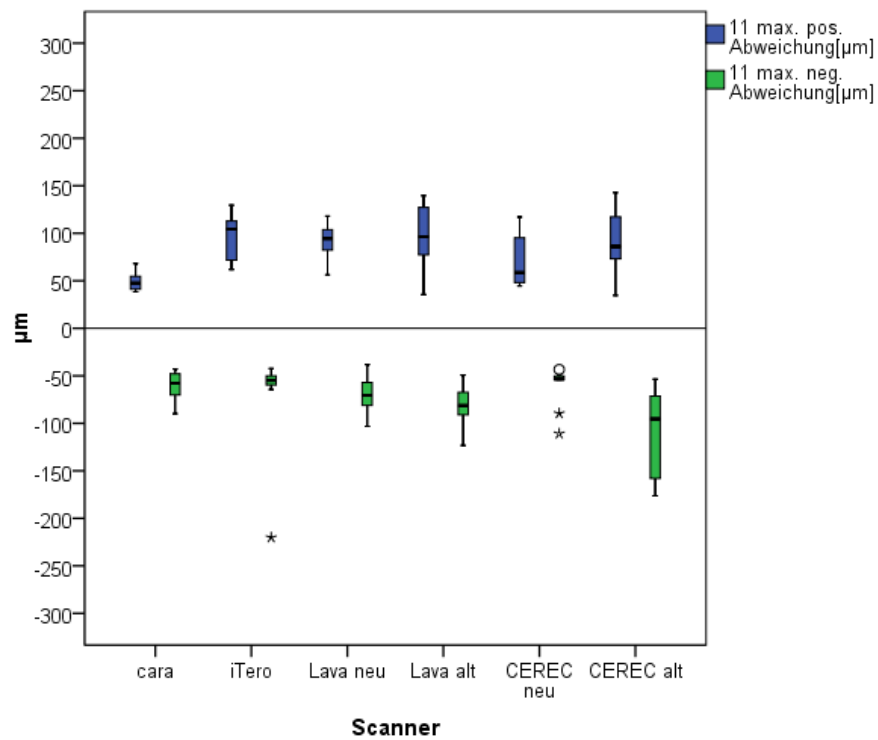


Abb. 25: Verteilung der maximalen positiven und negativen Abweichungen an Zahn 11

## Ergebnisse

**Tabelle 10:** Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 11: n.s. = kein signifikanter Unterschied für negative Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, n.s. = kein signifikanter Unterschied für positive Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für positive Abweichungen

Scanner	Cara	iTero	Lava neu	Lava alt	Cerec neu	Cerec alt
cara	-	$p < 0,05$	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
iTero	n.s.	-	$p < 0,05$	$p < 0,05$	n.s.	n.s.
Lava neu	n.s.	n.s.	-	n.s.	n.s.	n.s.
Lava alt	n.s.	$p < 0,05$	n.s.	-	$p < 0,05$	n.s.
Cerec neu	n.s.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	-	n.s.
Cerec alt	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	$p < 0,05$	-

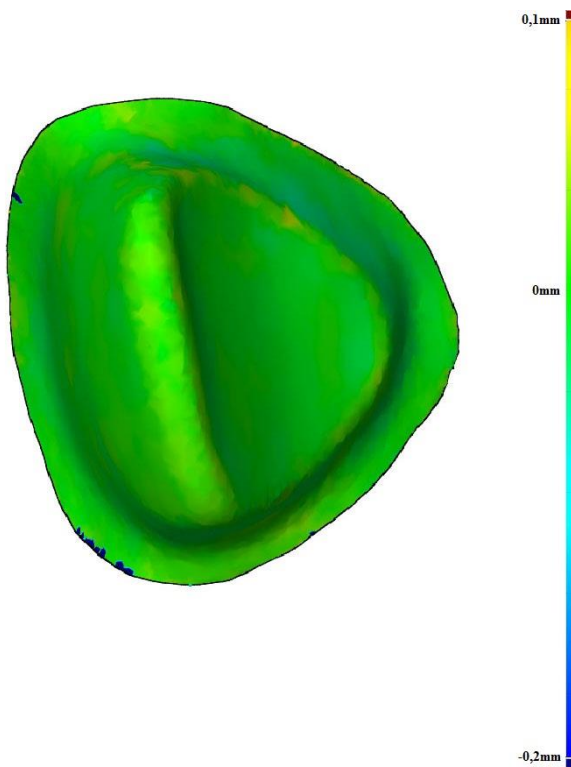


Abb. 26: Überlagerung an Zahn 11 (iTero)

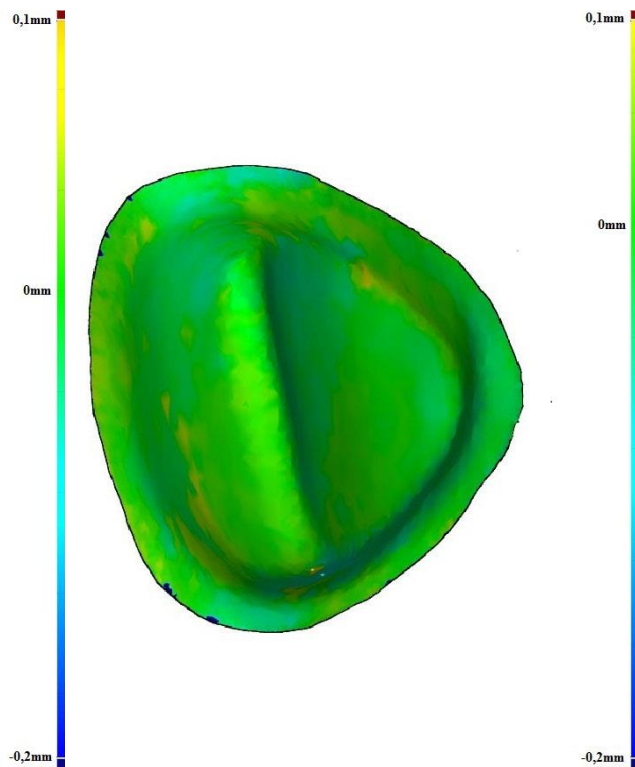


Abb. 27: Überlagerung an Zahn 11 (CEREC alt)

Die Scans des Stumpfes 11 wiesen insbesondere an scharfen Kanten und an steilen Flächen hohe Abweichungen auf.

## 5.5 Formabweichungen am Zahn 25

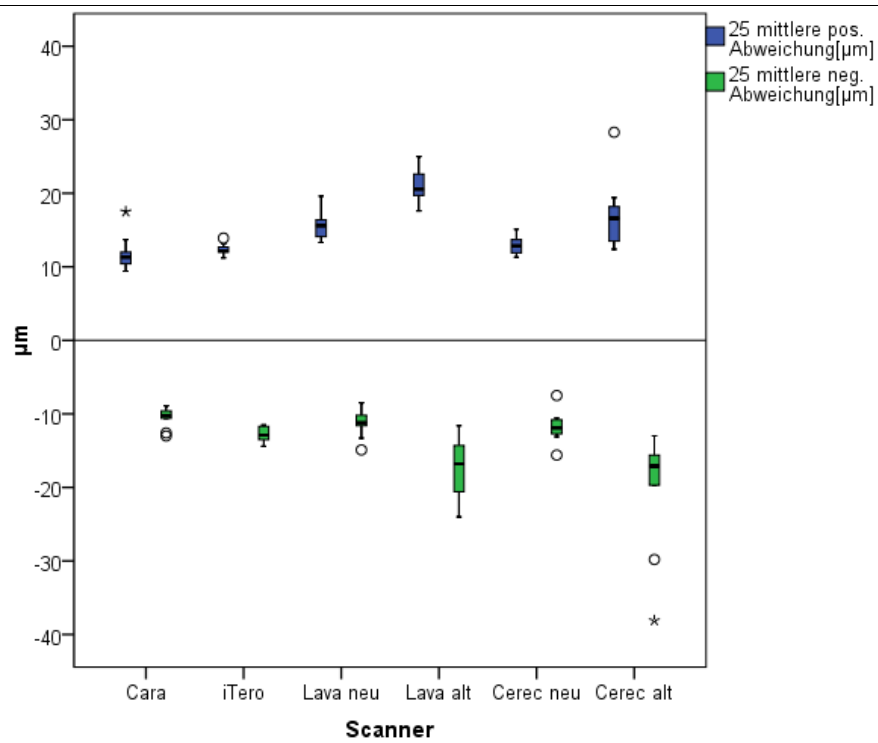
**Tabelle 11:** Formabweichungen an Zahn 25 durch jedes der 6 Scansysteme: Es sind mit N jeweils die Anzahl der durchgeführten Scans, der Mittelwert und die Standardabweichung für die Zuordnungsgenauigkeit, mittlere positive und negative Abweichungen, Anzahl der positiven und negativen Punkte, sowie die maximalen positiven und negativen Abweichungen für den Zahn 25 angegeben.

Zahn 25	Zuordnung[ $\mu\text{m}$ ]	Mittlere positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl positiver Punkte	Mittlere negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Anzahl positiver Punkte	Maximale positive Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]	Maximale negative Abweichung[ $\mu\text{m}$ ]
<b>cara (N=10)</b>							
Mittelwert	4,2	11,8	2284,4	-10,5	2165,6	35,6	-32,8
Standardabweichung	0,1	2,4	850,3	1,4	308,6	5,3	3,9
<b>iTero (N=10)</b>							
Mittelwert	4,5	12,3	2110,3	-12,8	2812,1	47,7	-51,1
Standardabweichung	0,1	,8	213,1	1,0	210,4	4,6	4,8
<b>Lava neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,5	15,6	2578,0	-11,3	2501,0	50,0	-40,8
Standardabweichung	0,1	1,9	245,1	1,8	892,5	12,0	6,7
<b>Lava alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,6	20,9	2431,8	-17,3	2290,5	52,7	-47,5
Standardabweichung	0,1	2,2	274,4	3,8	455,8	8,1	7,8
<b>CEREC neu (N=10)</b>							
Mittelwert	4,5	13,0	2478,7	-11,8	2388,8	50,5	-50,3
Standardabweichung	0,2	1,2	279,8	2,1	288,5	7,1	6,0
<b>CEREC alt (N=10)</b>							
Mittelwert	4,7	17,1	2120,3	-20,0	2439,2	64,0	-69,5
Standardabweichung	0,1	4,6	464,5	7,9	967,5	19,3	23,5

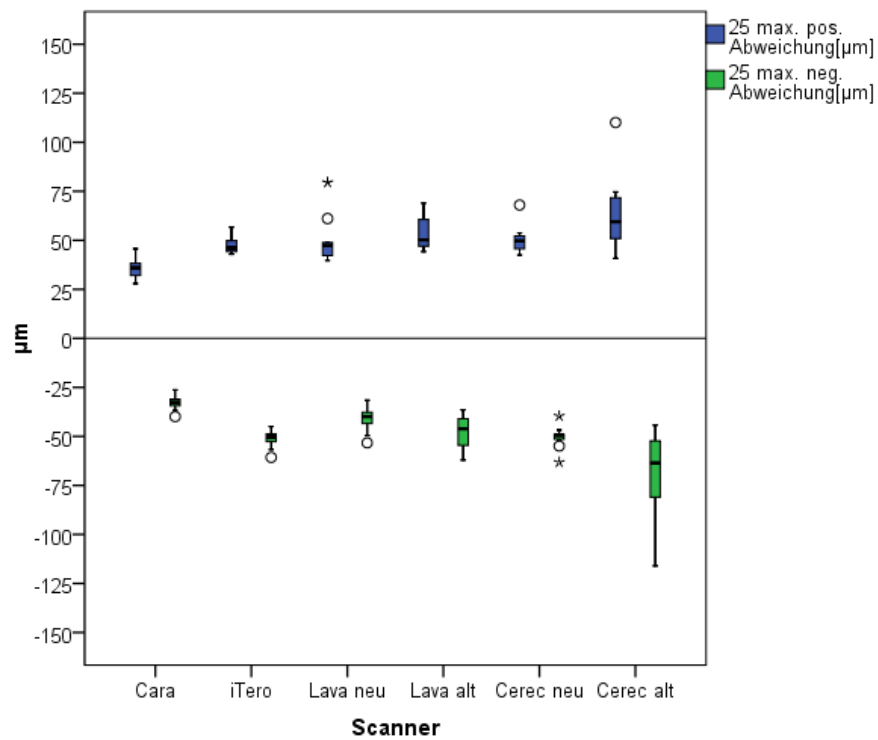
Die mittleren positiven Abweichungen an Zahn 25 lagen zwischen 11 $\mu\text{m}$  und 21 $\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1\mu\text{m}$  und  $\pm 5\mu\text{m}$ . Die mittleren negativen Abweichungen lagen zwischen -10 $\mu\text{m}$  und -21 $\mu\text{m}$  bei Standardabweichungen zwischen  $\pm 1\mu\text{m}$  und  $\pm 8\mu\text{m}$ .

Lava alt und CEREC alt zeigten dabei signifikant höhere Abweichungen zum Referenzmodell (Abb.28-31).

## Ergebnisse



**Abb. 28:** Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 25



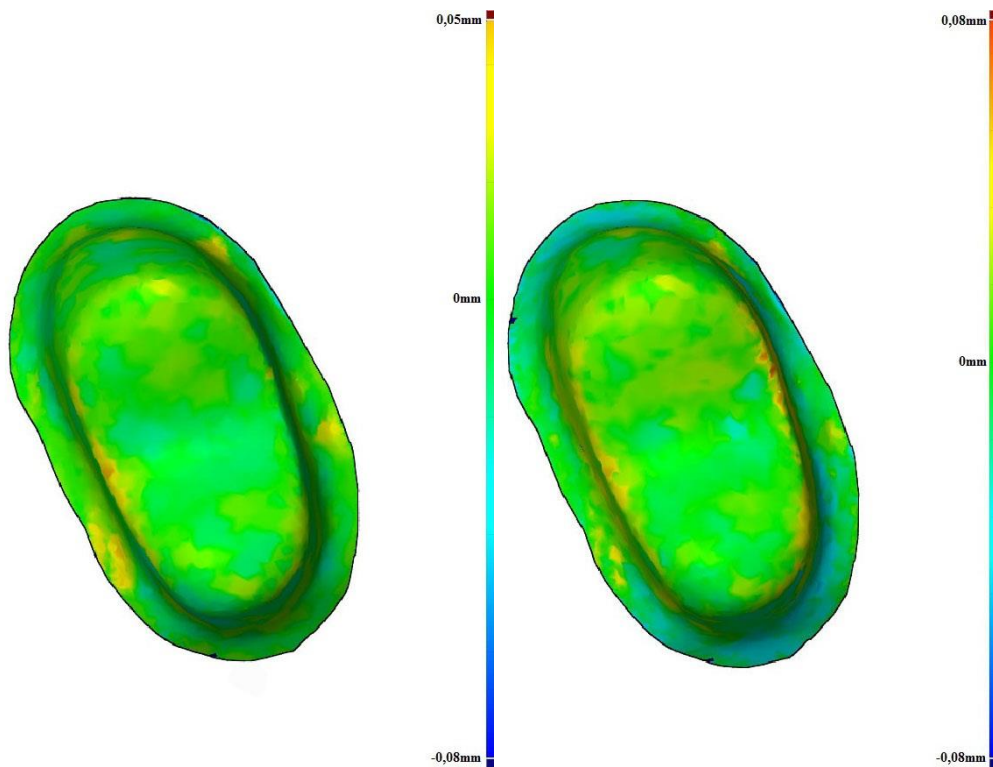
**Abb. 29:** Verteilung der maximalen positiven und negativen Abweichungen an Zahn 25



## Ergebnisse

**Tabelle 12:** Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 25: n.s. = kein signifikanter Unterschied für negative Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für negative Abweichungen, n.s. = kein signifikanter Unterschied für positive Abweichungen,  $p < 0,05$  = signifikanter Unterschied für positive Abweichungen

Scanner	Cara	iTero	Lava neu	Lava alt	Cerec neu	Cerec alt
cara	-	$P < 0,05$	n.s.	$P < 0,05$	n.s.	$P < 0,05$
iTero	n.s.	-	n.s.	$P < 0,05$	n.s.	n.s.
Lava neu	$P < 0,05$	$P < 0,05$	-	$P < 0,05$	n.s.	n.s.
Lava alt	$P < 0,05$	$P < 0,05$	$P < 0,05$	-	$P < 0,05$	n.s.
CEREC neu	n.s.	n.s.	$P < 0,05$	$P < 0,05$	-	n.s.
CEREC alt	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-



**Abb. 30:** Überlagerung an Zahn 25 (CARA)

**Abb. 31:** Überlagerung an Zahn 25 (CEREC alt)

Der CEREC alt- Scan wies insbesondere im negativen Bereich viel höhere Abweichungen auf als der cara- Scan. Die höchsten Abweichungen befanden sich erneut im Bereich von steilen Übergängen von okklusalen zu seitlichen Flächen.

---

## 5.6 Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Messungen über den gesamten Kiefer ergaben signifikante Unterschiede bezüglich der mittleren Abweichung. Insbesondere die beiden Messungen CEREC alt und Lava alt wichen im Vergleich zu den übrigen Messungen signifikant ab. Diese beiden Messreihen wiesen mittlere positive Abweichungen von  $91\mu\text{m}$ , beziehungsweise  $99\mu\text{m}$  und negative Abweichungen von  $-69\mu\text{m}$  und  $-119\mu\text{m}$  auf. Die übrigen vier Messreihen variierten im positiven Bereich zwischen  $16\mu\text{m}$  und  $40\mu\text{m}$  und im negativen Bereich zwischen  $-16\mu\text{m}$  und  $-30\mu\text{m}$ .

Die Einzelzahnvergleiche wiesen insgesamt eine mittlere positive Abweichung von  $16\mu\text{m}$  und eine mittlere negative Abweichung von  $-13\mu\text{m}$  auf. Dabei schnitten die Messreihen CEREC alt und Lava alt wiederum signifikant schlechter ab als die übrigen Messreihen. Sie wichen im positiven durchschnittlich um  $21\mu\text{m}$  und im negativen Bereich um  $-18\mu\text{m}$  ab. Dem gegenüber standen Abweichungen von  $13\mu\text{m}$  beziehungsweise  $-11\mu\text{m}$  innerhalb der übrigen Messreihen.

## 6 Diskussion

### 6.1 Methodendiskussion

#### 6.1.1 Urmodell

Das in dieser Studie verwendete Urmodell wurde aus einer Cobalt- Chrom- Legierung hergestellt, um eventuelle Dimensionsänderungen durch Abrasion oder Polymerisationsschrumpungen, wie sie bei Kunststoff- oder Gipsmodellen auftreten können, zu vermeiden.

Als Vorlage diente ein Frasaco- Modell, dessen Zähne idealisiert gestaltet sind. Sie weisen jedoch sämtliche anatomische Strukturen auf, die eine Abformung erschweren. Dazu gehören unter sich gehende Stellen, Fissuren oder auch Grübchen.

Die Zähne wurden mithilfe eines Parallelometers präpariert, um möglichst vergleichbare Ausgangsbedingungen zu schaffen. Der Konvergenzwinkel beträgt  $4^\circ$ . In Studien anderer Forschergruppen wurde bestätigt, dass dieser Konvergenzwinkel eine festere Verankerung von Kronen erlaubt.<sup>20, 75</sup>

Die Präparationsgrenzen lagen alle supragingival, was zwar nicht der alltäglichen Praxis entspricht, jedoch bei einer in vitro- Studie nicht vermeidbar ist. Die „metallische Gingiva“ lies sich nicht verdrängen.

In früheren Studien wurden von anderen Autoren ähnliche Modelle sowohl aus Metall<sup>18, 19</sup> als auch aus anderen Werkstoffen wie Gips<sup>43</sup> oder Keramik<sup>57</sup> verwendet.

#### 6.1.2 Referenzmodell

Zur Erstellung des Referenzmodells wurde ein industrieller Laserscanner verwandt, dessen Genauigkeit in Kumulation mit dem Koordinatenmessgerät, auf dem er montiert wurde, vom Hersteller mit  $\pm 3,6\mu\text{m}$  angegeben wurde. Die Genauigkeit eines solchen Gerätes kann prinzipiell nur mit einem genormten Modell festgestellt werden, dessen Abmessungen und Geometrie bekannt sind und als 3D- Modell existieren. In diesem Fall wurde die Genauigkeit des Scanners anhand einer genormten Kugel festgestellt, was nicht der Geometrie von Zähnen, beziehungsweise eines Kiefermodells entspricht und dementsprechend die Genauigkeit in Bezug auf solche Geometrien noch zu bestimmen ist.

Als Speicherformat wurde das stl- Format gewählt, da diese Schnittstelle von allen Fräszentren gelesen werden kann und in den meisten Fällen auch genutzt wird. Es erfolgt keine Umwandlung in eine Punktwolke, wie dies bei anderen Autoren teilweise geschehen ist.<sup>19</sup>

### 6.1.3 Diskussion der Versuchsdurchführung

Die Scans wurden alle gemäß den Anleitungen der jeweiligen Hersteller durchgeführt. Um möglichst kliniksähnliche Verhältnisse zu schaffen, wurde ein Frasaco- Modell als Ausgangsmodell gewählt. Anhand dieses Modells wurde das Urmodell gefertigt.

Um das Modell in einem Phantomkopf befestigen zu können, wurde ein Gewinde an der Unterseite gefräst. Das Urmodell wird in den Phantomkopf geschraubt und eine Phantommaske angezogen. Dadurch werden nicht nur möglichst klinische Verhältnisse erreicht, sondern auch die leichtere Durchführbarkeit der Scans mit dem Lava C.O.S. erzielt, da bei diesem Scansystem ein Überkopfschannen nicht möglich ist und man ansonsten eine Halterung bauen müsste, um die Scans anzufertigen.

Vor jeder Versuchsdurchführung wurde eine Kalibrierung der Scanner durchgeführt, da eine falsche Kalibrierung der Scanner die Ergebnisse erheblich verfälschen kann. Eine Ausnahme bildete der iTero, bei dem eine Kalibrierung nicht möglich ist.

### 6.1.4 Umwandlung der Scans

Jedes Scansystem generiert zunächst einmal Daten in einem systemspezifischen Format. Um alle Datensätze vergleichen zu können, müssen diese jedoch in einem einheitlichen Format vorliegen.

Nach Rücksprache mit den Herstellern und Vertreibern der Scanner wurden die Datensätze ihren Vorgaben entsprechend in das stl- Format umgewandelt. Das stl- Format ist ein international gebräuchliches Format und kann von den meisten CAD- Systemen weltweit gelesen werden.<sup>51</sup>

Diese Umwandlung ist erst seit kurzem für diese Anzahl von Scansystemen machbar und bietet die Möglichkeit, die Restaurationen auch an Fräslabore zu schicken, die mit anderen Scansystemen arbeiten als diejenigen, mit dem der Scan erstellt wurde.

### 6.1.5 Diskussion der Versuchsanordnung

In dieser Studie wurde vor allem auf die Genauigkeit der digitalen Modelldatensätze eingegangen, da sie die Grundlage für die spätere Fertigung des Zahnersatzes bilden. Somit wurden nur die Leistungen der Scansysteme beurteilt und nicht der gesamte Herstellungsprozess, der

mit der Herstellung einer Versorgung einhergeht. In einer vorhergehenden Studie in unserer Abteilung wurde bereits der gesamte Herstellungsprozess in- vitro bewertet. Dabei wurden der Formfehler und die Randschlussgenauigkeit betrachtet<sup>63</sup>.

Auf diese Weise konnte ermittelt werden, welchen Einfluss der Fräsvorgang auf die Passgenauigkeit der Versorgung unter Laborbedingungen hat.

Um alle Aspekte auszuwerten, die Einfluss auf die Passgenauigkeit von Zahnersatz haben, wäre als logische Konsequenz die in- vivo Untersuchung in einem nächsten Schritt angebracht. Der Einfluss klinischer Einflüsse wie Luftfeuchtigkeit, Unruhe des Patienten oder subgingivale Präparationsgrenzen könnte damit bewertet werden.

Die in dieser Versuchsanordnung erhobenen Werte waren die Mittelwerte der Abweichung an mehreren tausend Punkten, die über den gesamten überlagerten Abschnitt verteilt waren. Die Sinnhaftigkeit, die Abweichung an allen Stellen zu messen, soll an dieser Stelle hinterfragt werden, da in erster Linie die Randschlussgenauigkeit für den langfristigen Erfolg der Zahnversorgung entscheidend ist<sup>36</sup>. Andererseits ist die Haftung einer Krone am präparierten Stumpf davon abhängig, wie genau das Arbeitsmodell ist, das man dem Techniker zur Verfügung stellt. Bei der herkömmlichen Herstellungstechnik wurde der Zementspalt dann durch einen Distanzlack eingestellt. Bei der digitalen Fertigung wird der Zementspalt im Rahmen des Designs eingestellt und anschließend das Werkstück dementsprechend mit diesem Spiel gefertigt. Ist der Zementspalt zu groß oder zu gering, resultieren geringere Haftwerte, beziehungsweise die Krone lässt sich gar nicht erst auf dem Stumpf platzieren<sup>12, 65</sup>. Ist nun der Modellstumpf falsch dimensioniert, wird der Zementspalt hinzuaddiert und es entstehen ebenfalls geringere Haftwerte.

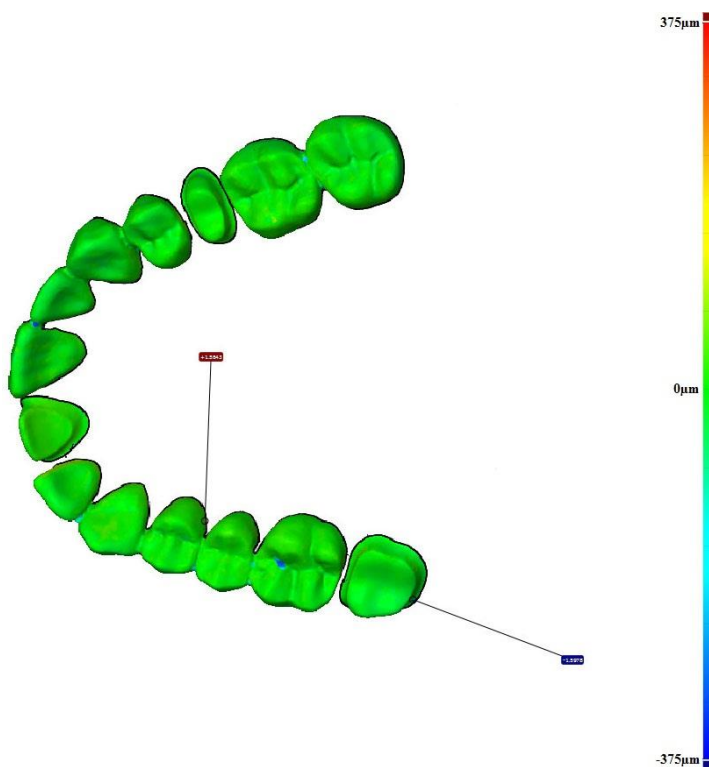
Die Approximal- und Okklusalkontakte sind für eine gute Kaufunktion und Hygienefähigkeit des Zahnersatzes von großer Bedeutung. Dafür entscheidend ist die Lagebeziehung der Nachbarzähne zum präparierten Stumpf. Die Lagebeziehung kann mithilfe dieses Versuchsaufbaus ebenfalls genau untersucht werden.

Bei dem Ganzkieferscan haben die Best- Fit- Überlagerung und der Vergleich auf CAD vor allem eine qualitative Aussage, indem sie Informationen über die Stauchung beziehungsweise Streckung des gesamten Kiefers liefern, da Ganzkieferscans die fehleranfälligste Indikation für intraorale Scanner ist. Dies vor allem deswegen, weil hier die Kalibrierung der Scanköpfe und die Qualität der Software eine große Rolle spielen. Für den Scan eines gesamten Kiefers müssen diese stimmen, um die Einzelbilder matchen zu können. Aber auch die quantitative Aussage der Werte ist wertvoll, indem zum Beispiel maximale Abweichungen unter 100 µm

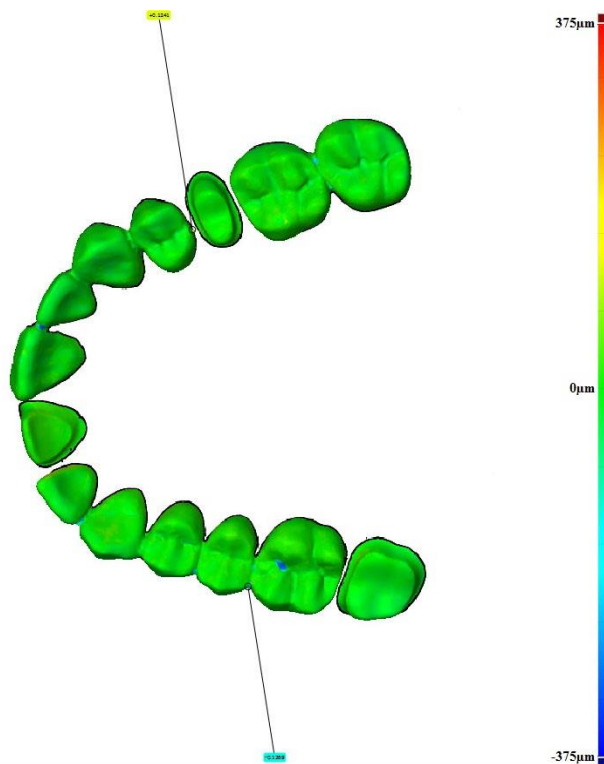
für das eventuelle Einsetzen einer Teleskopprothese kein Problem darstellt, da die Eigenbeweglichkeit der Zähne bereits höher ist.<sup>9, 24</sup>

### 6.1.6 Statistische Auswertung

Es wurden zehn Scans pro Scansystem angefertigt. In erster Linie wurden die Mittelwerte der Abweichung analysiert, da sie die höchste Aussagekraft hatten. Die Maxima wurden ebenfalls ermittelt, wobei hier jedoch jeweils die 2- Sigma Werte als Maxima gewertet wurden, weil andernfalls offensichtliche Ausreißerpunkte in Bereichen resultierten, die die Scansysteme unterschiedlich aufnehmen konnten und die teilweise aus der Gestaltung des Urmodells resultierten. In erster Linie handelte es sich dabei um Bereiche, die an den 3 Stümpfen lagen und sich in der Fuge zwischen den eingeführten Stümpfen und dem übrigen Modell befanden oder an den zervikalen Übergängen zwischen Kronen und und Gingiva (Abb.32-33). Die Abbildungen zeigen dieselbe Überlagerung. Die Fähnchen markieren jeweils die maximalen positiven und negativen Abweichungen. In Abb. 32 markieren die Fähnchen die Maxima aller Werte, sie liegen an irrelevanten Stellen und weisen Werte von ca. 1,6mm auf, was auf offensichtliche Triangulationsfehler beziehungsweise Datenlöcher in einem der Scans hinweist. In Abb. 33 markieren die Fähnchen nur die Maxima, die innerhalb der 95,4% der Werte innerhalb der Gausschen Verteilung liegen.



**Abb. 32:** Maximale positive und minimale Abweichungen angezeigt bei Auswahl aller Punkte



**Abb. 33:** Maximale positive und negative Abweichung bei 2- Sigma der Werte

Diese weisen realistische Werte von ca. 200µm auf und liegen an Stellen wie Approximalkontakten und an okklusalen Bereichen, die für die Herstellung von Zahnersatz relevant sind. Dies wurde unter anderem so gewählt, weil in dieser Studie die Flächenmodelle verglichen wurden und nicht die Punktwolken, sodass zu weit abweichende Punkte nicht eliminiert werden konnten, wie dies in einer Studie von *Loos* erfolgte.<sup>40</sup> Andere Studien haben die Methode nur ein bestimmtes Quantil an der Werteverteilung zu benutzen ebenfalls schon praktiziert.<sup>18, 19</sup> Dabei wurde das 10%- 90%- beziehungsweise das 20%- 80%- Quantil der Punkte verwendet. Es erfolgte allerdings auch keine Angabe über die maximalen Abweichungen.

Angesichts der geringen Standardabweichungen scheint die Anzahl von zehn Scans pro Scan-system ausreichend zu sein.

## 6.2 Diskussion der Ergebnisse

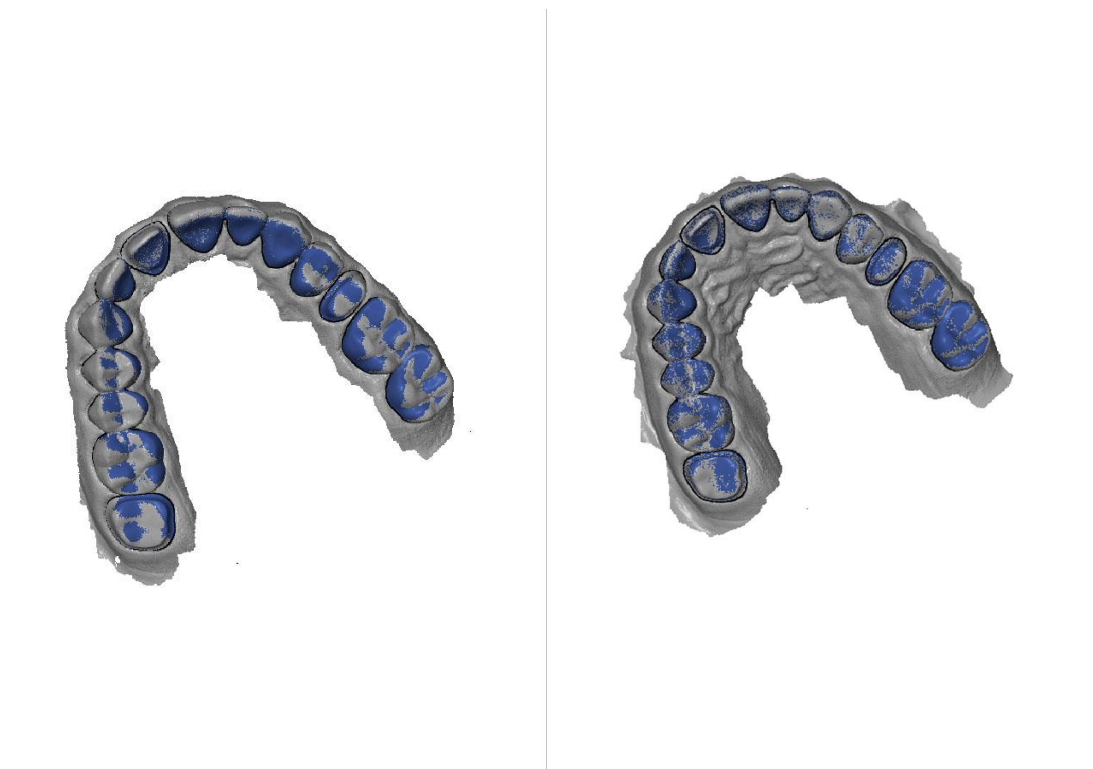
### 6.2.1 Ganzkieferscan

Bei den Ganzkieferscans lieferten die Testgruppen Lava alt und CEREC alt die signifikant schlechtesten Ergebnisse.

Die übrigen Testgruppen wiesen alle sehr geringe Abweichungen auf und lagen alle nah beieinander.

Obwohl Lava alt und Lava neu mit ein und demselben Scansystem und Scankopf aufgenommen wurden, lieferten sie sehr unterschiedliche Ergebnisse. In erster Linie lag das an der schlechteren Kalibrierung in der Testgruppe Lava alt. Das Lava C.O.S.- System muss manuell kalibriert werden. Dazu werden 20 Minuten nach Einschalten des Gerätes Wartungschecks durchgeführt. Ist das Gerät online, so werden diese an die Zentrale abgeschickt. Liegen die Werte des Wartungschecks in einem Toleranzbereich, so werden die Techniker nicht benachrichtigt. Dieser Toleranzbereich ist relativ weit und die Genauigkeit kann dementsprechend variieren. Diese Differenz fällt bei einem Einzelzahn- oder Sextantenscan kaum ins Gewicht, was die geringeren Unterschiede zu Lava neu bei den Einzelzahnschans erklärt. Bei dem Gesamtkieferschscan potenziert sich der Fehler und es kommt zu größeren Abweichungen.

Des weiteren wurde bei den Lava neu- Scans ein modifiziertes Scanprotokoll benutzt, bei dem größere Anteile der vestibulären Schleimhaut und des Gaumens aufgenommen wurden, so dass insgesamt eine viel höhere Genauigkeit gemessen werden konnte. Der Grund dafür könnte eine größere Fläche zum matchen sein oder auch die strukturierte Gaumenfläche mit ihren Rugae Palatinae.



**Abb. 34:** Überlagerung eines Lava alt- Scans

**Abb. 35:** Überlagerung eines Lava neu- Scans

Die Abbildungen 34-35 verdeutlichen die Unterschiede nochmals. Abbildung 34 zeigt eine Überlagerung, ohne dass ein Flächenvergleich durchgeführt wurde. Blau visualisiert den Referenzscan als CAD- Datei, grau den Lava alt- Scan als Ist- Datei. Analog dazu repräsentiert in Abbildung 35 grau den Lava neu- Scan. Während beim Lava alt- Scan nur ein geringer Teil



des Vestibulums und des Gaumens aufgenommen wurden, ist dieser beim Lava- neu- Scan größer. In Verbindung mit einer besseren Kalibrierung führte dies zu signifikant besseren Ergebnissen. Der Zahnbogen des Modells, das mit dem Lava alt- Protokoll aufgenommen wurde ist deutlich breiter als der des Referenzmodells.

Cerec alt- und Cerec- neu- Scans wiesen untereinander ebenfalls sehr große Unterschiede beim Ganzkieferscan auf. Nachdem das Einhalten des Scanprotokolls entsprechend der Gebrauchsanweisung und der Studie von *Ender et al.*<sup>19</sup> bei den Cerec alt- Scans keine Verbesserung der Genauigkeit gebracht hatte, wurde der Scankopf ausgetauscht. Der Kameratausch führte direkt zu einer Verbesserung der Resultate. Die Abbildungen 36 und 37 veranschaulichen diesen Unterschied, bei dem der Cerec alt- Kiefer in der Transversalen deutlich gestaucht war. Die Überlagerungen der Cerec- neu- Scans zeigen hingegen eine klare Abwechslung von kleinen blauen und grauen Flächen in den Überlagerungen, was darauf hindeutet, dass die Scans und der Referenzscan einander fast gleichen.

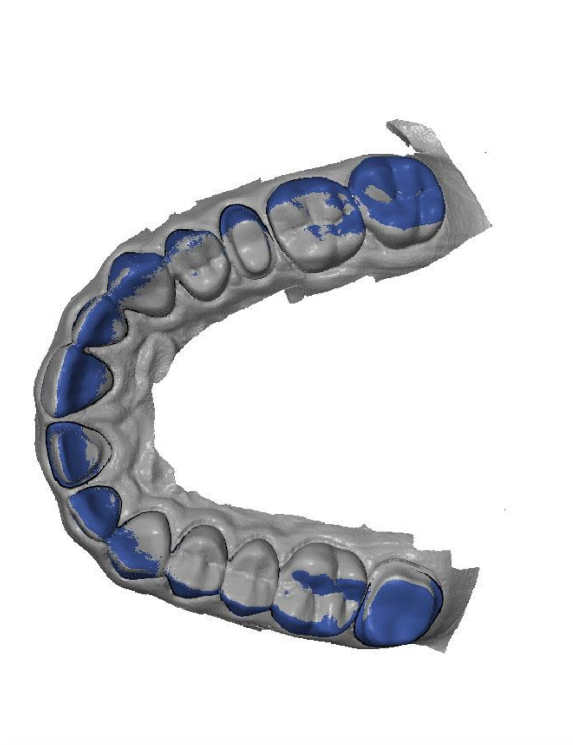


Abb. 36: Überlagerung eines CEREC alt- Scans

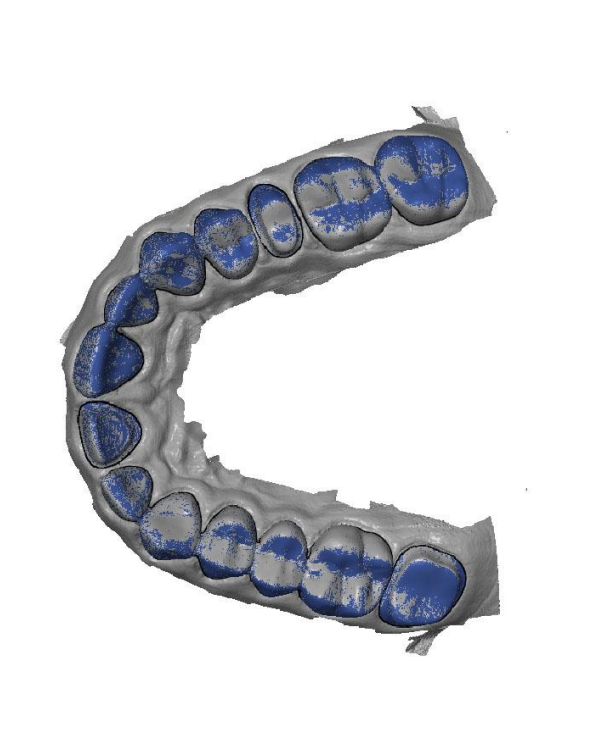


Abb. 37: Überlagerung eines CEREC neu Scans

Die Ergebnisse, die in dieser Studie für den Ganzkieferscan bei den Systemen iTero, CEREC neu und Lava neu ermittelt wurden, sind vergleichbar mit denen vorhergehender Studien anderer Autoren. So maßen *Ender et al.* in ihrer Studie für den iTero eine Genauigkeit von  $\pm 35\mu\text{m}$  gegenüber  $24\mu\text{m}$  positiver und  $-24\mu\text{m}$  negativer Abweichung in der vorliegenden Studie. Für die Cerec Bluecam, mit dem auch in unserem Fall angewandten Scanprotokoll, wurden  $\pm 23\mu\text{m}$  gemessen gegenüber einer mittleren positiven Abweichung von  $16,4\mu\text{m}$  und

einer mittleren negativen Abweichung von  $-16\mu\text{m}$ . Beim Lava C.O.S. wurde in unserer Studie das vom Hersteller empfohlene Scanprotokoll verwendet, was sich vom Scanprotokoll in der Studie von *Ender et al.* unterscheidet. Auch hier waren die Werte ähnlich. So lag die Genauigkeit in der erwähnten Studie bei  $\pm 45\mu\text{m}$ , während bei uns eine positive Abweichung von  $39\mu\text{m}$  und eine negative Abweichung von  $-30\mu\text{m}$  gemessen wurden.<sup>19</sup> Weitere Studien kamen zu ähnlichen Ergebnissen.<sup>18</sup> Für das CARA- Scansystem liegt noch keine vergleichbare Literatur vor.

### 6.2.2 Einzelzahnmessungen

Die Genauigkeit der digitalen Modelle am Zahn 17 war bei Lava alt und CEREC alt am geringsten. Das lag an der mangelnden Kalibrierung bei Lava alt und und der defekten Kamera bei CEREC alt. Ansonsten lag die durchschnittliche positive Abweichung unter  $17\mu\text{m}$  und die durchschnittliche negative Abweichung unter  $-10\mu\text{m}$ .

Ähnliche Werte wurden auch in anderen Studien ermittelt, allerdings nur mit dem Vorgänger der CEREC Bluecam.<sup>40, 43</sup> Zu den übrigen intraoralen Scansystemen fehlen Studienergebnisse zu Einzelzahn- Scans. Eine weitere Studie untersuchte die Genauigkeit des Lava C.O.S. für eine viergliedrige Brückensituation, bei der ein Prämolare und ein Molare als Pfeiler dienten. Sie ermittelten eine durchschnittliche Abweichung von  $17\mu\text{m}$  und  $-13\mu\text{m}$ , was durch die Messungen in dieser Studie bestätigt wurde.<sup>27</sup>

In einer vorhergehenden Studie in unserer Abteilung wurden für fertiggestellte Käppchen basierend auf Scans eines idealisierten Urstumpfs eines Molaren marginale Diskrepanzen zwischen  $26\mu\text{m}$  und  $48\mu\text{m}$  gemessen. Das weist darauf hin, dass der Fräsvorgang eine zusätzliche Ungenauigkeit von mindestens  $9\mu\text{m}$  bedingt.<sup>63</sup>

An Zahn 11 lieferten die Messungen Lava alt und CEREC alt die schlechtesten Ergebnisse. Dies lag an der schlechten Kalibrierung beziehungsweise der defekten Kamera. Die übrigen Messungen lagen nah beieinander unter  $17$  bis  $-13\mu\text{m}$ .

Auch an Zahn 25 fallen die beiden Messungen Lava alt und CEREC alt deutlich ab. Hier sind ebenfalls die schlechte Kalibrierung beziehungsweise die defekte Kamera als Grund zu sehen.

Die übrigen Messungen liefern positive Abweichungen unter  $15\mu\text{m}$  und negative Abweichungen unter  $-12\mu\text{m}$  und liegen damit unterhalb des Ergebnisses für den CEREC Bluecam- Vorgänger, der eine Abweichung von  $\pm 21\mu\text{m}$  lieferte.<sup>40</sup>

## 6.3 Vergleich der digitalen zur konventionellen Abformung

### 6.3.1 Vergleich der konventionell und digital hergestellten Modelle

*Persson et al.* haben für Einzelzähne in vitro sowohl die Abweichung für Silikonabformungen als auch für den anschließend gegossenen Stumpf vermessen. Dabei sind sowohl für die Abformung als auch für die Gipsstümpfe im Mittel Abweichungen von ca. 40µm gemessen worden.<sup>50</sup> In einer ähnlichen Studie haben *Güth et al.* ein ähnliches Konzept für eine viergliedrige Brückensituation angewandt. Dabei wurden für die Abformung Abweichungen von 23µm beziehungsweise -22µm und für die Abweichung der ausgegossenen Gipsmodelle 36µm beziehungsweise -35µm gemessen.<sup>27</sup> Beide Studien wandten einen Flächenvergleich nach Überlagerung ähnlich der hier vorliegenden Studie an. Extraorale Digitalisiersysteme sind nicht nur von der Genauigkeit des eigentlichen Systems abhängig, sondern auch von der Genauigkeit des Abformmaterials und der Dimensionsstabilität des Gipses. In einer Studie von *Salmen et al.* wurden zehn unterschiedliche extraorale Scanner auf die Genauigkeit bei Einzelzahnscans untersucht. Dabei wurden für Frontzähne mittlere positive Abweichungen zwischen 8µm und 25µm und mittlere negative Abweichungen zwischen -4µm und -23µm gemessen. Für Seitenzähne wurden mittlere Abweichungen im positiven Bereich zwischen 7 und 21µm und im negativen Bereich zwischen -6µm und 36µm gemessen.<sup>57</sup> Auf konventionelle Weise hergestellte Modelle sind demnach ungenauer als die intraoral optisch angefertigten digitalen Modelle. Lediglich die Genauigkeit der digitalen Modelle nach extraoraler Digitalisierung liefern ähnlich niedrige Abweichungen wie die untersuchten Scansysteme über den Einzelzahn. Die Abweichung über den gesamten Kiefer ist an physischen Modellen aus Gips mit  $\pm 20\mu\text{m}$  ähnlich der Abweichung an digitalen Modellen.<sup>17</sup>

### 6.3.2 In vitro Passgenauigkeit konventionell und digital hergestellter Kronen

Die Messung von Flächenabweichungen zwischen Stumpf und fertiger Restauration ist sehr aufwendig und macht wegen des Zementspalts auch wenig Sinn.<sup>44</sup> Deswegen beschränkt man sich in erster Linie auf die Messung des marginalen Spalts zwischen Präparationsrand und Kronenrand. Für die in vitro- Passgenauigkeit im Kronenrandbereich von auf Grund von konventionellen Abformungen fertiggestellten Kronen wurden für gegossene Kronen abhängig von der Abformtechnik absolute marginale Diskrepanzen von 33µm bis 68µm<sup>70</sup> und für gefräste Kronen absolute marginale Diskrepanzen von 33µm bis 60µm gemessen.<sup>63</sup> *Matta et al.* bestätigten diese Ergebnisse in einem digitalen Messprotokoll (siehe Kap.2.5). Dort wurden abhängig vom extraoralen Digitalisierungssystem für gefräste Kappchen absolute marginale Diskrepanzen zwischen 51µm und 82µm gemessen.<sup>42</sup> Auf Basis von intraoralen

Scans hergestellte Kronen lieferten marginale Diskrepanzen zwischen 29µm und 88µm und lagen damit im Bereich von Diskrepanzen, die auch auf konventionelle Weise erreicht wurden.<sup>63</sup> Eine quantitative Aussage über die Passgenauigkeit einer Ganzkieferversorgung ist schwer zu stellen, weswegen es bislang keine Studie zu diesem Thema gibt.

### 6.3.3 In vivo Passgenauigkeit konventionell und digital hergestellter Kronen

Klinisch ist die Flächenabweichung zwischen präpariertem Stumpf und Restauration bisher nicht vermessen worden. In den meisten Studien wurde die marginale Diskrepanz als Maß für die Passgenauigkeit herangezogen. *Gomez- Cogolludo et al.* maßen in einer Studie abhängig von Metall und Schmelz- beziehungsweise Gusstechnik marginale Diskrepanzen zwischen 17µm und 73 µm.<sup>25</sup> *Laurent et al.* kamen mit 38µm- 80µm zu ähnlichen Ergebnissen, die abhängig von Replica- beziehungsweise Zementierungstechnik waren.<sup>38</sup> Für gefräste Kronen basierend auf extraoralen Scans wurden von unterschiedlichen Autoren, abhängig vom System und Material, marginale Diskrepanzen zwischen 32µm und 75µm gemessen.<sup>7, 54</sup> Klinische Studien zur Passgenauigkeit von auf Grund von intraoralen Scans hergestellten Kronen ergaben marginale Diskrepanzen zwischen 48µm und 51µm für das Lava C.O.S. System und 83µm für die CEREC Bluecam.<sup>10, 60, 67</sup> Sie lagen damit in derselben Größenordnung wie auf konventionelle Weise hergestellte Kronen.

## **7 Schlussfolgerung**

Die Ergebnisse dieser Studie belegen, dass die untersuchten intraoralen Scansysteme eine ausreichende Genauigkeit für den klinischen Gebrauch liefern. Dabei ist es unerheblich, ob sie auf der Verwendung von Puder basieren oder nicht. Allerdings sind die Systeme technisch sehr anfällig und bei Scans größerer Kieferbereiche auch im Bezug auf die Scanprotokolle anspruchsvoll.

## 8 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es die Genauigkeit vierer der auf dem Markt befindlichen intraoralen Scanner zu untersuchen und miteinander zu vergleichen.

Als Urmodell diente ein auf Basis eines Schulungsoberkiefermodells hergestelltes Metallmodell aus einer Cobalt- Chrom- Molybdän Legierung. Die Zähne 17, 11 und 25 sind mithilfe eines Parallelometers in einem Konuswinkel von  $4^\circ$  mit einem Hohlkehl- Präparationsgrenze präpariert worden. Sie sind herausnehmbar und durch ein Gewinde im übrigen Modell zu verankern. Als Referenzmodell diente ein dreidimensionaler digitaler Datensatz, der mithilfe eines hochpräzisen digitalen Scanners (Nikon LC 15DX, Nikon Metrology GmbH, Alzenau) von dem Urmodell erstellt wurde und im stl- Format abgespeichert wurde. Die Scans wurden mit den Scansystemen CEREC Bluecam (Sirona, Bensheim), iTero (Cadent, Israel), Lava C.O.S. (3M Espe, Seefeld) und cara Trios (3shape, Dänemark) angefertigt und ins stl- Format umgewandelt. Da bei den Scansystemen CEREC Bluecam und Lava C.O.S. zunächst Probleme mit dem Scankopf, beziehungsweise der Kalibrierung des Scankopfes bestanden, wurden zu diesen Scannern jeweils zwei Messreihen angefertigt, einmal vor und einmal nach der Behebung der Probleme. Die Messreihe, die vor Behebung der Modelle erstellt wurde, wurde im Weiteren als CEREC alt, beziehungsweise Lava alt bezeichnet. Damit sollte der Einfluss eines defekten Scankopfes, beziehungsweise eines falsch kalibrierten Scankopfes verdeutlicht werden. Die Scans und das Referenzmodell wurden jeweils in die GOM- Inspect- Software V. 7.5 (GOM, Braunschweig) eingespeist. Es erfolgte die Überlagerung des gesamten Kiefers, des Zahnes 17, 11 und 25 und der anschliessende Flächenvergleich. Jede Messreihe bestand aus 10 Scans. Der Flächenvergleich lieferte die Abweichung vom Referenzmodell zu den durch die Scans generierten Flächenmodellen an mehreren Tausend Punkten. Es wurden in erster Linie die mittleren positiven und negativen Abweichungen und die maximalen positiven und negativen Abweichungen untersucht. Die statistische Analyse erfolgte mit der SPSS 19 (IBM, U.S.A). Es wurde zunächst der Kolmogorov- Smirnov- Test zur Prüfung auf Normalverteilung durchgeführt. Anschliessend wurde der ANOVA- und der Dunnett- C- Test zur Prüfung der Signifikanz angewandt.

Die Gesamtkieferscans wiesen signifikante Unterschiede in der mittleren Abweichung auf. Insbesondere die beiden Messungen CEREC alt und Lava alt wichen im Vergleich zu den übrigen Messungen signifikant ab. Auch bei den Einzelzahnvergleichen wichen die beiden Messreihen CEREC alt und Lava alt signifikant stärker vom Referenzmodell ab.

Insgesamt kann man sagen, dass sowohl bei den digitalen Ganzkiefermodellen als auch bei den Einzelzahnmodellen Abweichungen zu messen waren, die in etwa in den Bereichen liegen, die durch herkömmliche Abformmethoden und anschließende Gipsmodellfertigung im Laborversuch möglich sind.

## 9 Summary

It is the aim of this study to evaluate the accuracy of four different intraoral scanning systems.

The original- model was produced in a non precious alloy on the base of a Frasaco model (Frasaco GmbH, Tett nang). The teeth 17, 11 and 25 were prepared with a parallelometer with a cone angle of 4° and champfer shaped preparation margin. The teeth are removable and fixed by a thread. The reference- model was a three- dimensional virtual model of the original model created by a highly precise digital scanner (Nikon LC 15DX, Nikon Metrology GmbH, Alzenau). It was saved in stl- format. The scans were performed with the intraoral scanning systems CEREC Bluecam (Sirona, Bensheim), iTero (Cadent, Israel), Lava C.O.S. (3M Espe, Seefeld) and cara Trios (3shape, Denmark). The scanning systems CEREC Bluecam and Lava C.O.S. revealed defects with the scan- wand respectively the calibration. Therefore two test series were made for each of these two scansystems, one before and one after the removal of these defects. The test series before the removal was named CEREC alt, respectively Lava alt and the test series after the removal was named CEREC neu or Lava neu. This aimed to reveal the influence of a defect scan wand or a defect calibration. The scans and the reference model were imported in the GOM- Inspect- Software V. 7.5(GOM, Braunschweig). Afterwards the superimpositions and surface comparisons of the whole upper jaw and of the teeth 17, 11 and 25 were performed. Each test series consisted of ten scans. The surface comparisons offered the three dimensional deviations between the scans and the reference model at several thousands of points. Foremost the average positive and negative deviations and the maximum positive and negative deviations were inspected. The statistical analysis was performed with SPSS 19 (IBM, U.S.A). The Kolmogorov Smirnov- Test was applied to test the Gaussian Distribution. Subsequently the ANOVA and the Dunnett- C- Test were used to test the significance.

The scans of the whole jaw showed significant differences in the average deviations. Especially the two test series CEREC alt and Lava alt strongly deviated in comparison to the other test series. The surface comparisons of the single teeth also showed a stronger deviation for CEREC alt and Lava alt.

The Test concluded that the accuracy of the digital models of these four intraoral scan systems is comparable to the models created by physical impressions and stone pouring. This is valid for the whole Jaw as well as for the single teeth in vitro.



## 10 Literaturverzeichnis

1. CEREC AC Gebrauchsanweisung für die Aufnahmeeinheit. Sirona Dental Systems GmbH; 2012.
2. <http://www.cerec-connect.de/ecomaXL/>; (22.03.2013).
3. 12836:2013-01 Deutsches Institut für Normung. DIN EN ISO. Zahnheilkunde-Digitalisierungsgeräte für CAD/CAM- Systeme für indirekte dentale Restaurationen- Prüfverfahren zur Beurteilung der Genauigkeit(ISO 12836:2012). Berlin: Beuth Verlag; 2013.
4. Akbar J. H., Petrie C. S., Walker M. P., Williams K., Eick J. D. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont*; 15: 155-163; 2006.
5. Babayoff N., Isaia, G-I, (Erfinder); Patent Nr. Cadent Ltd., Or Yehuda(IL), Imaging a Three- Dimensional structure by Confocal Focussing an array of light beams patent US 6,697,164 B1 2004.
6. Birnbaum N. S., Aaronson H. B. Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compend Contin Educ Dent*; 29: 494, 496, 498-505; 2008.
7. Biscaro L., Bonfiglioli R., Soattin M., Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont*; 22: 36-41; 2013.
8. Bloem T. J., Czerniawski B., Luke J., Lang B. R. Determination of the accuracy of three die systems. *J Prosthet Dent*; 65: 758-762; 1991.
9. Boldt J., Knapp W., Proff P., Rottner K., Richter E. J. Measurement of tooth and implant mobility under physiological loading conditions. *Ann Anat*; 194: 185-189; 2012.
10. Brawek P. K., Wolfart S., Endres L., Kirsten A., Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*; 17: 2119-2125; 2013.
11. Brosius F. T- Test. In: SPSS19. 1. Heidelberg: mitp 2011.
12. Carter S. M., Wilson P. R. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont*; 9: 21-29; 1996.

13. Christensen G. J. The state of fixed prosthodontic impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc*; 136: 343-346; 2005.
14. D'Arcy B. L., Omer O. E., Byrne D. A., Quinn F. The reproducibility and accuracy of internal fit of Cerec 3D CAD/CAM all ceramic crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*; 17: 73-77; 2009.
15. da Costa J. B., Pelogia F., Hagedorn B., Ferracane J. L. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent*; 35: 324-329; 2010.
16. Denissen H., Dozic A., van der Zel J., van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent*; 84: 506-513; 2000.
17. Ender A., Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent*; 109: 121-128; 2013.
18. Ender A., Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent*; 14: 11-21; 2011.
19. Ender A., Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent*; 16: 11-21; 2013.
20. Ersu B., Narin D., Aktas G., Yuzugullu B., Canay S. Effect of preparation taper and height on strength and retention of zirconia crowns. *Int J Prosthodont*; 25: 582-584; 2012.
21. Faulstich A., (Erfinder); Patent Nr. Sirona dental Systems GmbH (Bensheim, DE), Optical Projection Grid, Scanning Camera comprising an optical Projection Grid and Method for generating an optical Projection Grid. USA patent US 2010/0026963 2010.
22. Fenske C. The influence of five impression techniques on the dimensional accuracy of master models. *Braz Dent J*; 11: 19-27; 2000.
23. Fisker.R Ojelund.H, Kjaer.R, Van Der Poel.M, Quazi. A, Hollenbeck. KJ, (Erfinder); Focus scanning Apparatus patent WO 2010/145669 A1 2010.
24. Goellner M., Berthold C., Holst S., Petschelt A., Wichmann M., Schmitt J. Influence of attachment and bone loss on the mobility of incisors and canine teeth. *Acta Odontol Scand*; 71: 656-663; 2013.

25. Gomez-Cogolludo P., Castillo-Oyague R., Lynch C. D., Suarez-Garcia M. J. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent*; 41: 826-831; 2013.
26. Grasso J. E., Nalbandian J., Sanford C., Bailit H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent*; 53: 14-19; 1985.
27. Guth J. F., Keul C., Stimmelmayer M., Beuer F., Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*; 17: 1201-1208; 2013.
28. Güth J.F. Computer Aided Impressioning- Die Zukunft der Abformung? : DIGITAL\_DENTAL.NEWS; (05.08.2013).
29. Hamalian T. A., Nasr E., Chidiac J. J. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont*; 20: 153-160; 2012.
30. Hart.DP Lammerding,J, Rohaly,J, (Erfinder); 3-D Imaging System. USA patent US 2004/0155975 A1 2003.
31. Hembree J. H., Jr. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence Int*; 26: 145-147; 1995.
32. Holmes J. R., Sulik W. D., Holland G. A., Bayne S. C. Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent*; 67: 594-599; 1992.
33. Holst S., Karl M., Wichmann M., Matta R. E. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int*; 42: 651-657; 2011.
34. Jones.P. The iTero optical scanner for use with Invisalign: A descriptive review.: ineedce.com; (22.07.2013).
35. Körner.K. Tiefenscannende Streifenprojektion mit 3D- Kalibrierung. Stuttgart: Universität Stuttgart; (12.09.2012).
36. Kosyfaki P., del Pilar Pinilla Martin M., Strub J. R. Relationship between crowns and the periodontium: a literature update. *Quintessence Int*; 41: 109-126; 2011.
37. Kunzelmann K. H., Hickel R. [Precision of the Cerec-System: the milling unit]. *Dtsch Zahnärztl Z*; 45: 277-280; 1990.
38. Laurent M., Scheer P., Dejou J., Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*; 35: 116-122; 2008.

39. Lee K. B., Park C. W., Kim K. H., Kwon T. Y. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J*; 27: 422-426; 2008.
40. Loos R. Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D® [Dissertation]. Dresden 2008.
41. Luthardt RG. In: Kronen und Brücken: CAD/CAM- Verfahren. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Köln: *Deutscher Ärzte- Verlag* 2010.
42. Matta R. E., Schmitt J., Wichmann M., Holst S. Circumferential fit assessment of CAD/CAM single crowns--a pilot investigation on a new virtual analytical protocol. *Quintessence Int*; 43: 801-809; 2012.
43. Mehl A., Ender A., Mormann W., Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent*; 12: 11-28; 2009.
44. Moldovan O., Luthardt R. G., Corcodel N., Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater*; 27: 1273-1278; 2011.
45. Molin M., Karlsson S. The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical and in vitro study. *Acta Odontol Scand*; 51: 201-206; 1993.
46. Mormann W. H. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*; 137 Suppl: 7S-13S; 2006.
47. Mormann W. H., Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. *J Am Dent Assoc*; 128: 47-53; 1997.
48. Mou S. H., Chai T., Wang J. S., Shiau Y. Y. Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns. *J Prosthet Dent*; 87: 248-255; 2002.
49. Nissan J., Laufer B. Z., Brosh T., Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent*; 83: 161-165; 2000.
50. Persson A. S., Oden A., Andersson M., Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*; 25: 929-936; 2009.
51. Quaas S. Kommunikation ist alles- Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme(05.07.2013). Digital\_DentalNews. Düsseldorf; 2007.

52. Reich S., Gozdowski S., Trentzsch L., Frankenberger R., Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent*; 33: 644-650; 2008.
53. Reich S., Uhlen S., Gozdowski S., Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig*; 15: 521-526; 2009.
54. Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*; 113: 174-179; 2005.
55. Rudolph H. Das Tor zur digitalen Welt: Scannertechnologien für den Einsatz von CAD/ CAM in der Zahnheilkunde. *Digital\_DentalNews*; (13.09.2013).
56. S. Logozzo G. Franceschini, A. Kilpelä, M. Caponi, L. Governi, L. Blois. A Comparative Analysis Of Intraoral 3d Digital Scanners For Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology*; 2011.
57. Salmen H. Vergleich von Digitalisiersystemen zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz im rahmen einer CAD/ CAM- Prozesskette [Dissertation]. Ulm 2012.
58. Sato K., Matsumura H., Atsuta M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. *J Oral Rehabil*; 29: 24-27; 2002.
59. Schmidt V., (Erfinder); Patent Nr. Sirona Dental Systems GmbH (Bensheim, DE), 3D Dental camera for Recording Surface Structures of an Object be measured by means of Triangulation. U.S. patent US 2011/0242281A1 2011.
60. Scotti R., Cardelli P., Baldissara P., Monaco C. Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent*; 1-8; 2011.
61. Seelbach P. Die digitale Abformung –ein Wegweiser in die Zukunft? *Praxis*; (28.07.2010).
62. Seelbach P. Digitale Abformverfahren in der zahnärztlichen Praxis. *Zahnheilkunde Managment Kultur*; 26: 2-5; 2010.
63. Seelbach P., Brueckel C., Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig*; 17: 1759-1764; 2012.

64. Sjogren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. *Acta Odontol Scand*; 53: 24-28; 1995.
65. Son Y. H., Han C. H., Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent*; 40: 866-872; 2012.
66. Sturdevant J. R., Bayne S. C., Heymann H. O. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent*; 11: 206-214; 1999.
67. Syrek A., Reich G., Ranftl D., Klein C., Cerny B., Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent*; 38: 553-559; 2010.
68. Ural C., Burgaz Y., Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int*; 41: 585-590; 2010.
69. van der Meer W. J., Andriessen F. S., Wismeijer D., Ren Y. Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PLoS One*; 7: e43312; 2012.
70. Wöstmann B., Blosser T., Gouentenoudis M., Balkenhol M., Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent*; 33: 611-618; 2005.
71. Wöstmann.B. Aus: Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Wien: *Hanser Verlag* 1998.
72. Wöstmann.B. Standardisierung bei der Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz in: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2010.
73. Wöstmann.B. Zum gegenwärtigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Berlin: *Quintessenz* 1998.
74. Wöstmann.B Powers.J. Präzisionsabformungen- EinLeitfaden für Theorie und Praxis. Expertise. Seefeld; 2009.
75. Zidan O., Ferguson G. C. The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent*; 89: 565-571; 2003.

## **11 Anhang**

### **11.1 Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Materialtypen und –konsistenzen gemäß ISO 4823:2000

Tabelle 2: Bisherige Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit von intraoralen Scansystemen

Tabelle 3: Scanner und dazugehörige Hersteller

Tabelle 4 Matrix des Dunnett- C- Tests:

Tabelle 5: Abweichung zum Referenzmodell über den gesamten Kiefer durch jedes der 6 Scansysteme

Tabelle 6: Matrix des Dunnett- C- Tests für den gesamten Kiefer

Tabelle 7: Abweichungen zum Referenzmodell an Zahn 17 durch jedes der 6 Scansysteme

Tabelle 8: Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 17

Tabelle 9: Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 17

Tabelle 10: Matrix des Dunnett- C- Tests für den Zahn 11

Tabelle 11: Formabweichungen an Zahn 25 durch jedes der 6 Scansysteme

Tabelle 12: Formabweichungen an Zahn 25 durch jedes der 6 Scansysteme

## 11.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Workflow bei der Fertigung von Zahnersatz nach dem herkömmlichen Verfahren(gelbe Pfeile) und mithilfe eines Extraoralscanners(schwarze Pfeile)

Abb. 2: Schwierigkeiten bei der Darstellung untersichgehender Bereiche mit taktilen Scannern

Abb. 3: CEREC AC Aufnahmeeinheit

Abb. 4: Aufbau der CEREC BlueCam

Abb. 5: Scansystem des iTero

Abb. 6: Aufbau und Funktionsprinzip des confocal imaging

Abb. 7: Lava Chairside Oral Scanner

Abb. 8: Aufnahmeprinzip des Active Wavefront Sampling

Abb. 9: cara Trios

Abb. 10: Aufnahmeprinzip der Konfokalen Mikroskopie im cara- Scanner

Abb. 11: Digitaler Workflow

Abb. 12: Scanspitzen der der Intraoralscanner

Abb. 13: Urmodell

Abb. 14: Referenzscanner(unten re.) Montiert auf einem Koordinatenmessgerät

Abb. 15: Farbliche Visualisierung der Abweichungen und statistischer Überblick in der GOM- Software

Abb. 16: Mittlere positive und negative Abweichungen über den gesamten Kiefer

Abb. 17: Mittelwerte der maximalen positiven und negativen Abweichungen über den gesamten Kiefer

Abb. 18: Überlagerung des ganzen Kiefers(CEREC alt)

Abb. 19: Überlagerung des ganzen Kiefers(CEREC neu)

Abb. 20: Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 17

Abb. 21: Maximale positive und negative Abweichungen an Zahn 17

Abb. 22: Überlagerung des Zahnes 17(cara)



Abb. 23: Überlagerung des Zahnes 17(CEREC alt)

Abb. 24: Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 11

Abb. 25: Mittlere maximale positive und negative Abweichungen an Zahn 11

Abb. 26: Überlagerung an Zahn 11(iTero)

Abb. 27: Überlagerung an Zahn 11(CEREC alt)

Abb. 28: Mittlere positive und negative Abweichungen an Zahn 25

Abb. 29: Maximale positive und negative Abweichungen an Zahn 25

Abb. 30: Überlagerung an Zahn 25(CARA)

Abb 31: Überlagerung an Zahn 25(CEREC alt)

Abb. 32: Maximale positive und minimale Abweichungen angezeigt bei Auswahl aller Punkte

Abb. 33: Maximale positive und negative Abweichung bei 2- Sigma der Werte

Abb. 34: Überlagerung eines Lava alt- Scans

Abb. 35: Überlagerung eines Lava neu- Scans

Abb. 36: Überlagerung eines CEREC alt- Scans

Abb. 37: Überlagerung eines CEREC neu Scans

## 12 Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift

## 13 Danksagung

Ich bedanke mich bei

**Herrn Prof. Dr. Wöstmann** für die freundliche Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Ausführung und Verfassung meiner Dissertation.

**Dipl. Ing. Michael Köhl** für seine Unterstützung bei der Suche nach einer Überlagerungssoftware und der Suche nach einem geeigneten Referenzscanner.

**Meinen Eltern** für die Unterstützung während des gesamten Studiums und der Promotionsphase.



*édition scientifique*  
**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**

**VVB LAUFERSWEILER VERLAG**  
STAUFENBERGRING 15  
D-35396 GIESSEN

Tel: 0641-5599888 Fax: -5599890  
[redaktion@doktorverlag.de](mailto:redaktion@doktorverlag.de)  
[www.doktorverlag.de](http://www.doktorverlag.de)

ISBN: 978-3-8359-6342-9



9 783835 196342 9